

SZEGEDI TUDOMÁNYEGYETEM ÁLTALÁNOS ORVOSI KARA
SZÜLÉSZETI ÉS NŐGYÓGYÁSZATI KLINIKA
IGAZGATÓ PROF. DR. PÁL ATTILA

**A HÁROMDIMENZIÓS ULTRAHANGTECHNIKA
ALKALMAZÁSI LEHETŐSÉGEI
A SZÜLÉSZET – NŐGYÓGYÁSZATBAN**

Doktori értekezés

Dr. Vajda György

Szeged

2001

1	BEVEZETÉS	4
2	A VIZSGÁLATOK CÉLJA	6
3	A HÁROMDIMENZIÓS TECHNIKA ALKALMAZÁSA A KLINIKAI GYAKORLATBAN	8
3.1	A háromdimenziós ultrahang működésének alapjai.....	8
3.1.1	A térfogat megjelenítés (volume visualisation)	8
3.1.1.1	Indirekt térfogat ábrázolás	9
3.1.1.2	Direkt térfogat ábrázolás.....	9
3.1.1.3	Metszeti rekonstrukció.....	10
3.1.2	A 3 D ultrahang kép készítése	10
3.1.2.1	Defókuszált lencse eljárás.....	11
3.1.2.2	Komputeres képszerkesztés	11
3.1.2.2.1	A 3 D objektum leképezése (akvizíció)	12
3.1.2.2.2	A 3 D adatok szerkesztése.....	13
3.1.2.2.3	Interpoláció	14
3.1.2.2.4	Elektronikus szűrők.....	15
3.1.2.2.5	Vizsgálati zóna (ROI –region of interest)	16
3.1.2.2.6	Eltérő felületek szétválasztása (regionális extrakció)	17
3.1.2.2.7	Geometriai adatábrázolás	18
3.1.2.2.8	Az adatok elektronikus tárolása	19
3.1.2.3	A szerkesztett kép kivetítése egy 2 D képernyőre	20
3.1.2.3.1	Metszeti rekonstrukció	20
3.1.2.3.2	Felszíni rekonstrukció	20
3.1.2.3.3	Térfogat ábrázolás	21
3.1.2.3.4	Real time 3 D ultrahang kép.....	22
3.2	A Combison 530 3 D ultrahangtechnika	23
3.2.1	A képalkotás főbb lépései.....	23
3.2.1.1	Automatikus térfogat leképezés.....	24
3.2.1.2	A három alapmetszet vizsgálata.....	26
3.2.1.3	A 3 D rekonstrukció.....	27
3.2.1.3.1	Felszíni rekonstrukció	27
3.2.1.3.2	Transzparens mód	28
4	A 3 DIMENZIÓS ULTRAHANGTECHNIKA ALKALMAZHATÓSÁGA A SZÜLÉSZET-NŐGYÓGYÁSZATBAN	30
4.1	A 3 D technika szülészeti alkalmazása	30
4.1.1	I. trimeszterbeli vizsgálatok.....	30
4.1.2	Vizsgálatok az első trimesztert követően	32
4.1.2.1	Magzati fej	32
4.1.2.2	Magzati csontok	33
4.1.2.3	Magzati szív.....	35
4.1.2.4	A magzati has.....	35
4.1.2.5	Magzati végtagok.....	36
4.1.2.6	A magzat neme	37
4.1.3	A 3 D vizsgálatok szülészeti alkalmazásának nehézségei.....	37
4.1.3.1	Az objektum mozgása	37
4.1.3.2	Artefaktumok a 2 D képben.....	38
4.1.3.3	A 3 D kép nem eléggé tiszta a diagnózishoz	38
4.1.3.4	A vizsgálat időigényessége.....	38
4.1.3.5	A vizsgálati zóna behatároltsága.....	39
4.1.4	Összefoglalás	39

4.2	A 3 dimenziós technika alkalmazása a nőgyógyászatban.....	39
4.2.1	Az uterus vizsgálata.....	39
4.2.1.1	A vizsgálat menete.....	40
4.2.1.2	Veleszületett méhfejlődési rendellenességek diagnózisa	40
4.2.1.3	Az endometrium vizsgálata.....	41
4.2.1.4	Intrauterin eszközök.....	42
4.2.2	Az adnexumok vizsgálata.....	42
4.2.2.1	Ovarium	42
4.2.2.2	Petevezeték.....	44
5	A 3 D ULTRAHANGTECHNIKA DIAGNOSZTIKUS JELENTŐSÉGE A SAJÁT KLINIKAI GYAKORLATBAN.....	45
5.1	Placentáris húr vizsgálata.....	45
5.2	Spina bifida inaperta diagnózisának megerősítése	47
5.3	Feltételezett ajakhasadék kizárása	47
5.4	Turner szindróma megerősítése.....	48
5.5	Ovariális tumor gyanújának elvetése a 3 D segítségével	49
5.6	Solid ovarialis képlet véleményezése.....	50
5.7	Asherman szindróma ultrahang diagnózisa	51
5.8	Infertilitást okozó uterus septum diagnózisa	52
6	3 DIMENZIÓS VOLUMENBEN VÉGZETT TÉRFOGATMÉRÉS	53
6.1	Mérések szabályos geometriai formák esetében - hólyag residaulis volumenének meghatározása.....	54
6.1.1	Anyag és módszer.....	55
6.1.2	Eredmények	56
6.1.3	Megbeszélés.....	58
6.2	térfigatmérések szabálytalan geometriai formák – uterus esetében.....	59
6.2.1	Anyag és módszer.....	60
6.2.2	Eredmények	61
6.2.3	Megbeszélés.....	62
6.3	Az endometrium volumen meghatározásának jelentősége az infertilitás kezelésében.....	63
6.3.1	Anyag és módszer.....	63
6.3.2	Eredmények	64
6.3.3	Megbeszélés.....	66
7	ÖSSZEFOGLALÁS.....	67
8	KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS.....	70
9	IRODALOM.....	71
10	AZ ÉRTEKEZÉS TÁRGYKÖRÉBEN MEGJELENT DOLGOZATOK.....	78

1 Bevezetés

A háromdimenziós ultrahangtechnika az egyik legdinamikusabban fejlődő képalkotó eljárás a medicinában (1,4). Gyorsütemű népszerűségét és egyre szélesebb körben történő alkalmazását magyarázza a más eljárásokéhoz képest relatíve alacsonyabb ára, kompaktsága és vizsgálati gyorsasága, amivel a vizsgálat objektum térbeli képe egy-két percen belül elkészíthető (2). A tomográfiai metóduson alapuló képalkotó eljárások, mint a CT és MRI olymértékű áttörést eredményeztek a képalkotó vizsgálatok diagnosztikus lehetőségében, mint annak idején a röntgen (rtg) vizsgálatok bevezetése jelentett (36). A metszeti képek azonban csak a vizsgáló fejében álltak össze a vizsgált objektum feltételezett térbeli kiterjedéséről (13,17). Számos komputer program próbálta ezt a feladatot megoldani. A háromdimenziós (3 D) modell megalkotása ezen az úton jött létre, hogy lehetőséget teremtsen a vizsgált objektum különböző pontjainak tetszőleges vizsgálatára, a lényeges elemek kiválasztására, és teljes térfogatában való lehető legtökéletesebb ábrázolására (14). A legutóbbi idők fejlesztésének tekinthető a 3 D ultrahangtechnika, mely a hagyományos kétdimenziós (2 D) technikára épül, annak sorozat metszeteiből áll, és lefedi a teljes vizsgálati volumet (13).

A vizsgálati adatok elektronikus tárolásával és komputerprogramon keresztüli rekonstruálhatóságával és újravizsgálhatóságával megteremtik a lehetőségét a beteg kímélő vizsgálati eljárásnak. A páciensnek elegendő csupán az akvizíciós időt a vizsgálatra fordítani, mely csupán néhány perc, és az adatok értékelésére később is van lehetőség (8). Nem egyértelmű diagnózis esetén a leleteket elektronikus úton konzultációra lehet küldeni, mely nagymértékben segíti az egzakt diagnózisok megalkotását (34). Más vizsgálóeljárásokkal szemben az ultrahang semmiféle

sugárexpozíciónak nem teszi ki a betegeket, ezért diagnosztikus kérdések esetén szabadon ismételhető (5,28).

Most amikor olyan világban élünk, hogy az egészségügyi ellátás egyik szintén fontos paraméterének kell tekintenünk a diagnosztikus módszerek költségigényét is, tekintettel az egészségügyi költség limitált voltára, döntő fontossággal bír egy módszer költségessége is. Fontos kérdés hogy mennyiért lehet beszerezni egy készüléket, és milyen költségráfordítással lehet egy-egy vizsgálatot végezni vele. A 3 D ultrahangkészülékek ezen a téren is versenyképesek, hiszen beszerzési áruk alig több mint a konvencionális készülékeké, ám lényegesen több információt adnak. Az üzemeltetési költségük pedig, szemben a más képalkotó eljárásokéval gyakorlatilag csak a készülék amortizációját jelentik.

Mindezek alapján egy olyan új diagnosztikus eljárás áll rendelkezésükre mely minden szempontból jelentős előnnyel bír a felhasználók számára.

2 A vizsgálatok célja

Az új diagnosztikus és terápiás eljárások bevezetésében a szülészet mindig élenjár. Az ultrahang-diagnosztika klinikai alkalmazhatóságának első vizsgálatai is szülészekhez kötődnek. Számos szerző, így Baba és Jurkovic szerint is, a háromdimenziós technika az ultrahangvizsgálatok kapcsán olyan nagyságú előrelépést jelentett, mint az rtg vizsgálatok esetében a komputer-tomográfia bevezetése (13, 65).

Az új eljárás, mely forradalmasította, és egyre újabb alkalmazási lehetőségekkel még továbbra is forradalmasítani fogja a vizsgálati lehetőségeket, új izgalmas kihívásokat adott a vizsgálók számára a diagnózisok pontosítására. Gyakran felmerül a kérdés az ultrahang vizsgálatokat végzők között, hogy mi az a többlet, amit a 3D technika jelent a hagyományos vizsgálati módszerrel szemben (56). A dolgozatban bemutatott példákon keresztül kívánok a kétkedők meggyőzéséhez hozzájárulni, és bemutatni azokat az előnyöket, melyeket a 3 ortogonális sík egyidejű ábrázolása, a vizsgált volumenben való szabad síkválasztás, s végül a rekonstrukció segítségével történő térbeli megjelenítés és annak akár 360 fokban történő szabad körbeforgatása jelent (16).

Tanulmányomban saját és az irodalmi adatok alapján bemutatom, hogy a 3 D technika milyen fizikai alapokra épül, milyen lehetőségeket nyújt a szülészeti, valamint a nőgyógyászati vizsgálatok végzése kapcsán.

Az SZTE Szülészeti és Nőgyógyászati Klinikáján 1996 óta közel 3000 beteg vizsgálata kapcsán szerzett tapasztalatok alapján, saját példákkal igazolom, hogy milyen konkrét segítséget jelentett a 3 D technika alkalmazása a pontos diagnózis felállításában.

A morfológiai és véráramlás vizsgálatok mellett a módszer lehetőséget ad térfogatmérések elvégzésére is, mely a teljes volumen leképezése folytán lényegesen pontosabb, mint a hagyományos 2 D technikán alapuló mérés (55).

A volumenmérés in vitro ellenőrzésére számos geometriai modell térfogatmérését végezték el mesterséges körülmények között, ám ezek a biológiai modellekkel összevetve mindig sokkal jobb eredményeket adtak.

Vizsgálatom tárgyát képezte egy olyan módszer kidolgozása, mellyel az in vivo végzett volumenmérés megbízhatóságának ellenőrzését egyszerűen lehet elvégezni mind szabályos, mind szabálytalan geometriai formák esetében, így a mérések klinikai alkalmazhatóságáról meggyőződhetünk. (57). Vizsgálataimban a volumenmérések ellenőrzése azonnal és egyszerűen elvégezhető volt. Ezzel a módszer klinikai biztonsága növelhető, így az olyan esetekben, amikor a volumenváltozás komoly terápiás következménnyel jár, pl. a tumor progressziójának, illetve regressziójának megítélése, a kapott eredmény alapján megnyugtatóan lehet a kezelés módját megválasztani. A volumenmérések a klinikai gyakorlatban történő alkalmazhatóságát szabályos geometriai formák - mint a gömb, a húgyhólyag esetében, műtét utáni reziduális volumen meghatározásánál vizsgáltam, míg szabálytalan geometriai formaként az uterusok térfogatának meghatározását végeztem.

A 3 D volumenmérés módszerét alkalmazva, méréseket végeztem infertilis nők kezelésében a ciklus monitorizálására, hogy az endometrium volumenének nyomon követése milyen segítséget jelent az infertilitás kezelésének sikerességében.

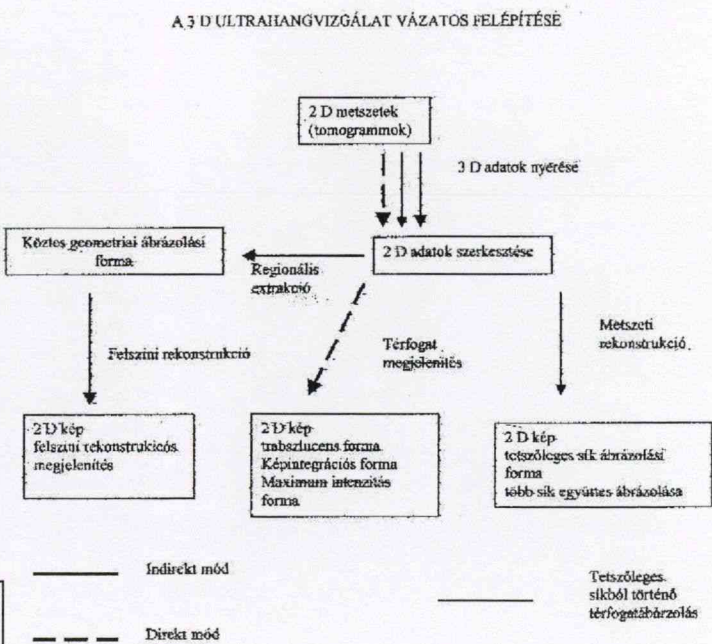
3 A háromdimenziós technika alkalmazása a klinikai gyakorlatban

3.1 A háromdimenziós ultrahang működésének alapjai

A háromdimenziós ultrahang (3 D) kép magában foglalja a vizsgált objektum teljes terjedelméből származó echót, míg a hagyományos 2 D technika ezt az információmennyiséget egy 2 dimenziós sík képként jeleníti meg. A hagyományos eljárás esetében a vizsgált objektum jellemzőit a katódsugárcső segítségével megjelenített kép fényerő változásai jelzik, azaz tulajdonképpen egy tomogrammot látunk, ám az objektum térbeli jellemzői szummációs képként ábrázolódnak csak. A valós 3 D ábrázoláshoz a modern komputer technika szükséges, melyre többféle technika megoldást is alkalmaznak és ezek együttes elnevezése az angol kifejezéssel volume visualisation.

3.1.1 A térfogat megjelenítés (volume visualisation)

A képernyőn történő megjelenítésnek 3 alapvető formája, illetve ezek kombinációja lehetséges Ezeket a 1. ábrán mutatjuk be.

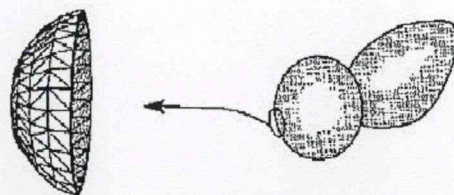


1. ábra A 3 D vizsgálat menetének algoritmus

Technikailag három lehetőség használatos a 3 D kép megjelenítéséhez:

- Indirekt térfogat ábrázolás
- Direkt térfogat ábrázolás
- Metszeti rekonstrukció

3.1.1.1 Indirekt térfogat ábrázolás



2. ábra Geometrikus leképezés az indirekt térfogat ábrázolás esetében

Ezzel az eljárással nem közvetlenül jelennek meg a 3 D objektum adatai a képernyőn, hanem a vizsgált objektum, pl. a magzat térbeli pontjainak

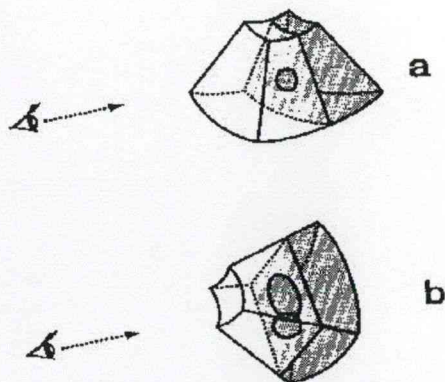
leképezését követően a hozzá leginkább hasonlító geometriai objektum (poligon, hasáb) formájához hasonlóan fejeződnek ki, és ez a köztes geometriai adat kerül a képernyőn megjelenítésre a 2. ábrán bemutatott módon. Ez az eljárás leginkább a felszíni rekonstrukció kapcsán használatos.

3.1.1.2 Direkt térfogat ábrázolás

Ebben az esetben nem szükséges a köztes geometriai forma választás, a 3 D objektum vizsgálati adatai közvetlenül jelennek meg a képernyőn. Az objektum szerkezete és/vagy felszíne egyaránt megjeleníthető, és ezt a folyamatot hívjuk 3 D rekonstrukciónak. A kép készítése kapcsán számos variációs lehetőség megengedett a rekonstrukció beállítása kapcsán. Lehetőség van a teljes objektum felszíni rekonstrukciójára mely hasonló képet ad az indirekt ábrázolás felszíni rekonstrukciójához a rtg-képhez hasonló transzlucens, illetve a magas denzitású részek (pl. csontok) vizsgálatára is (3).

3.1.1.3 Metszeti rekonstrukció

A módszer a 3 D volumenben tetszőlegesen választott metszeteket ábrázolja a képernyőn. Habár csupán 2 D képet látunk a monitoron a vizsgált objektum tetszőleges pontban metszett ortogonális síkjai egyszerre ábrázolhatók. A jelenséget úgy is lehet értelmezni, hogy egy hasábból egy kisebb hasábot metszünk ki, és az egymásra merőleges metszlapok ábrázolódnak, mint



azt a 3. ábra bemutatja. A rekonstrukció kapcsán mintegy belemetszünk a rekonstruált volumenbe, és a metszvonalaiban egyszerre nyílik lehetőség a felszíni

3. ábra Metszeti vizsgálat. Az objektum két egymásra merőleges síkban egyszerre metszetként vizsgálható

és a térfogat belsejében elhelyezkedő struktúrák tanulmányozására. Ez egy nagyon egyszerű eljárás, és így a rekonstrukciós kép az objektum real-time ultrahang képének megfelelő. A monitoron megjelenő kép könnyebb térbeli elhelyezéséhez a képernyőn a metszeti síkokat jelző koordináta-rendszer segít, illetve megjelenik a metszetek száma.

3.1.2 A 3 D ultrahang kép készítése

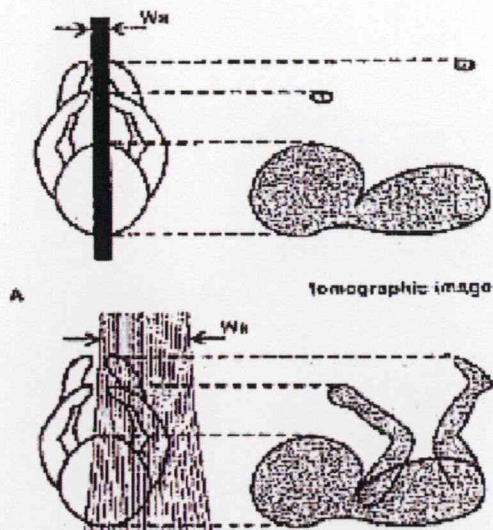
A 3 D ultrahang kép készítése technikailag az alábbi folyamatokra épül:

- Defókuszált lencse eljárás
- Komputeres képszerkesztés

- Real time 3 D ultrahangkép

3.1.2.1 Defókuszált lencse eljárás

Az eljárás másik elnevezése a vastagszelet 3 D kép. Az eljárás meglehetősen egyszerű és viszonylag olcsónak is tekinthető. Szükséges egy konvex vagy egy lineáris vizsgálófej, melynek a felszínére egy defókuszáló akusztikus lencsét applikáltak, mint a 4. ábrán azt bemutatjuk. Ennek a lencsének a segítségével az ultrahangnyaláb a teljes

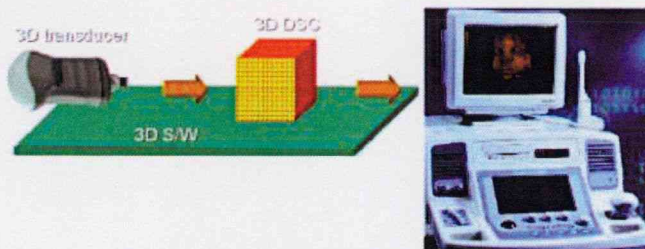


4. ábra A defókuszált lencse eljárás Az „A” kép a közönséges vékony tomogramm leképezését, míg a „B” a defókuszált eljárást mutatja

szeletvastagságot átjárva, a divergáló sugarak hatására 3 D jellegű képet ad. A vizsgálófej forgatásával a komputer eljáráshoz hasonló minőségű transzlucens kép nyerhető, és a megfelelő beállítások mellett felszíni rekonstrukciónak megfelelő kép előállítására is van lehetőség (6,7).

3.1.2.2 Komputeres képszerkesztés

Jelenleg a komputeres képszerkesztés az a szokványos eljárás, amit a 3 D vizsgálat kapcsán elterjedten alkalmaznak.



5. ábra A 3 D vizsgálat menete

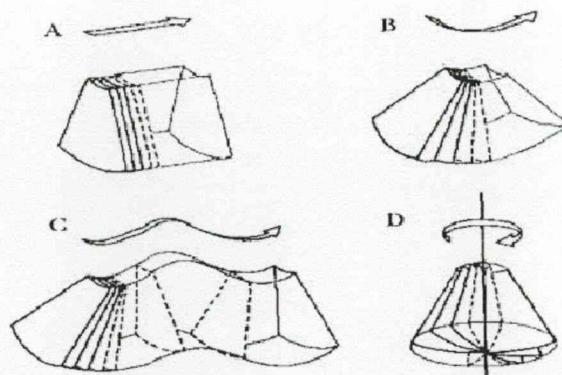
Az eljárás az alábbi fő lépésekből áll, melyet az 5. ábrán sematikus is ábrázoltunk:

- A 3 D objektum leképezése

- Az adatok szerkesztése és elektronikus tárolása
- A szerkesztett kép kivetítése egy 2 D képernyőre

3.1.2.2.1 A 3 D objektum leképezése (akvizíció)

Jelenleg a 3 D kép leképezése gyakorlatilag egy képzeletbeli volumenen belül, meghatározott számú metszeti kép (tomogramm) készítése a vizsgálófej elmozdításával. A metszetek leképezésnek néhány lehetséges módját mutatja be a 6.



6. ábra A leképezés formái A paralel, B ív alakú, C szabad felszín, D rotációs

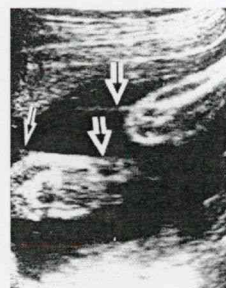
ábra. A transabdominalis vizsgálófej esetében mind az A-B-, és a C megoldás is

lehetséges, ám a transvaginalis vizsgálófej esetében csak a D megoldás a rotációs leképezés volt megvalósítható. A 3 D leképezéshez szükséges meghatározni a vizsgálófej pozícióját és orientációját, hogy a tomogramok relatív helyzetét meg lehessen határozni. Erre helyzetérzékelő mechanikus, elektromágneses és akusztikus megoldás is létezik. A mechanikus megoldás esetében a vizsgálófej tartalmazza a mechanikus érzékelőt, míg az elektromágneses esetében csupán a jeladót, míg az akusztikus esetében egy mikrofonos pozíció meghatározást alkalmaznak. Az utóbbi évek technikai fejlődésével a 3 D vizsgálófejek, melyek általában szektor-, ill. konvex fejek, komplex módon tartalmazzák egy elektronikusan mozgó leképező fejet mely a 6. ábrán a B pont alatt bemutatott módon ív alakban illetve a D pontban ábrázoltak szerint a hüvelyi vizsgálófejek esetében körkörös

rotációval végzi a leképezést néhány másodperc alatt. Az egyes tomogrammok képpontjait a komputer digitalizálja és tárolja.

A jó minőségű 3 dimenziós képhez elengedhetetlenül fontos a tiszta 2 dimenziós tomogrammok nyerése. Ebből kifolyólag kívánatos lenne a jobb felbontóképességet adó magasabb ultrahang frekvencia alkalmazása. Ám ennek a magasabb frekvencia gyengébb szöveti penetrálóképessége szab határt. Azok a hibák melyek a konvencionális 2 D vizsgálat kapcsán nem jelentenek lényeges problémákat a 3 D képen már zavarólag hatnak.

Igen fontos probléma az objektum mozgása, pl. a magzat vagy az anya légzőmozgása az akvizíció ideje alatt. A mozgó objektum a sorozatmetszeteken zavaró echókat okoz, ahogy az a 7. ábrán látható, melyek a rekonstrukció kapcsán fals, nem létező részek megjelenéséhez vezethetnek.



Az ultrahangnyaláb a vizsgálófejtől haladva bizonyos mértékben szóródik és ezek a főszugártól eltérő nyalábok az erősebb reflexiójú részeket (mint pl. a csontok) tartalmazó objektumok

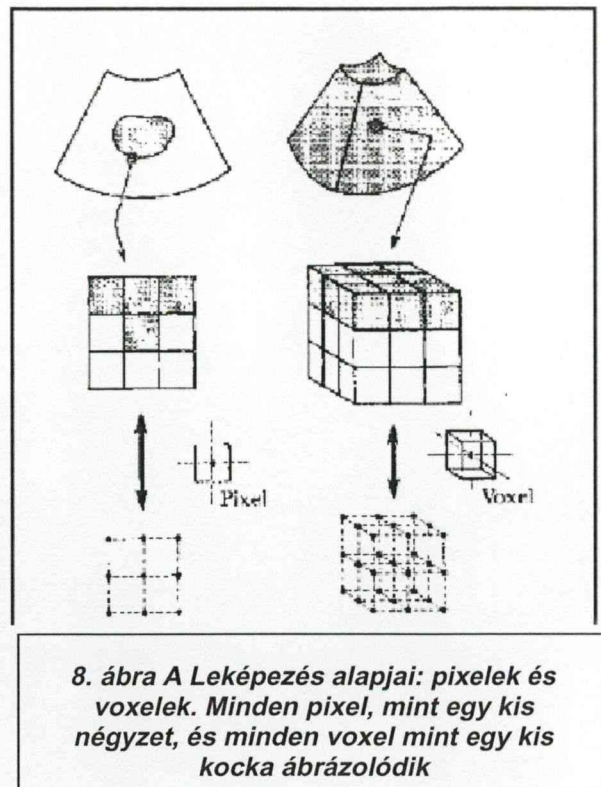
7. ábra Széli fals echók a végtag keresztmetszeti képén

széli részein echódúsulás és így fals képet eredményeznek. Ez a 3 D rekonstrukció kapcsán fals képlet megjelenését okozhatja.

3.1.2.2.2 A 3 D adatok szerkesztése

A transducer segítségével nyert adatok legegyszerűbben számos 2 D metszeti kép sorozatának képzelhetők el. A 3 D kép esetében ezért a rekonstrukcióhoz elengedhetetlenül szükséges a vizsgálófej térbeli pozíciójának az adatokkal egyidejű meghatározása.

Technikailag az alábbiakról van szó. A 2 D kép tulajdonképpen apró képpontokra bontható fel melyeket a computer technikából jól ismert fogalommal pixeleknek nevezünk, ezek a kép legkisebb elemi egységei. A képpontok fényerejét a visszaverődő echó erőssége határozza meg. Ezek, mint egy pont vagy egy parányi négyzetként ábrázolhatók. Ha a beérkező jeleket 8 bittel digitalizáljuk, akkor egy adott képpont fényessége (b) az alábbiak szerint határozható meg:

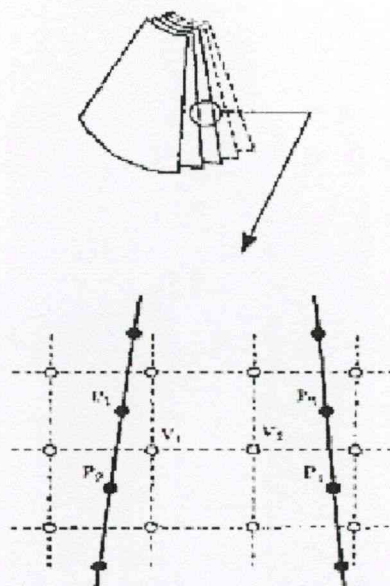


$$0 \text{ (fekete)} \leq b \leq 255 \text{ (fehér)}$$

A háromdimenziós kép elemi pontjait voxelnek nevezzük, és mint egy pont vagy egy parányi kocka jelenik meg. Ennek jó sematikus ábrázolását nyújtja a 8. ábra. A 3 D rekonstruált képen az egyes voxelek fényerejét a 2 D tomogrammból származó pixelek fényereje határozza meg. A 3 D kép megjelenését a 3 D képpontok fényerősség különbsége adja. Ám ez nem csupán az adatok egyszerű beolvasást jelenti a 2 D képekből, hanem azok interpolációját is magába foglalja egyidejű szűrők, és a nem használt adatok törlésének közbeiktatásával. Az alábbiakban néhány szó a képszerkesztést segítő mechanizmusokról.

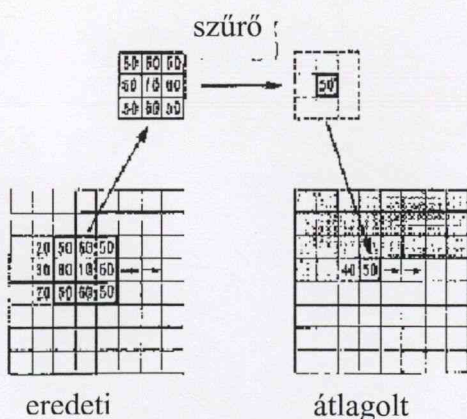
3.1.2.2.3 Interpoláció

A kép feloldóképessége a vizsgált objektum szélességében sokkal kevésbé lesz tökéletes, mint az egyes tomogramokon, mivel a legyezőszerű leképezés kapcsán (ld. 9. ábra) a vizsgálófejtől távolabb eső részek nem azonos intervallumban követik egymást, mint a közelebb esők. Ha a kép feloldása nem egyenletes akkor a képzett 3 D kép minősége sem lehet megfelelő. Ezért van szükség a 3 D adatok, a vizsgált objektum minden irányában egységessé tételére, melyet az egyes pixelek fényerősségén alapuló lineáris interpoláció segítségével lehet megvalósítani. Ez eljárás, mely az egyes voxelek fényerejét az őket körülvevő pixelek adatainak interpolációja segítségével egységesen hozza létre. A 9. ábra a folyamatot jól szemlélteti.



9. ábra A 3 D adatok interpolációja. A v_1, v_2 voxelek fényereje a körülöttük lévő pixelektől függ

3.1.2.2.4 Elektronikus szűrők



10. ábra Az átlagszűrő sematikus ábrázolása. A megjelenő szürkepont értéke a 9 szomszédos érték alapján képződik

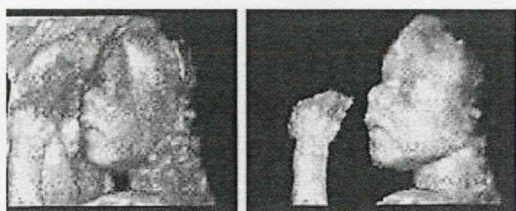
Amikor felületi rekonstrukciót végzünk szükséges egy olyan szűrőmechanizmus alkalmazása mely a 2 D tomogramokon meglévő zavaró reflexiókat ki tudja küszöbölni. Egy egyszerű példát alkalmazva a magzati arc méhen belüli rekonstrukciójakor az arcot körülvevő magzatvízzel olyan fals echókat okoz, mely az arc egyenletes sima felszín adó rekonstrukcióját nagymértékben zavarja. Ezek

eliminálása a lehetőség szerinti maximális mértékben kívánatos.

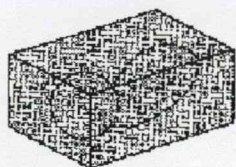
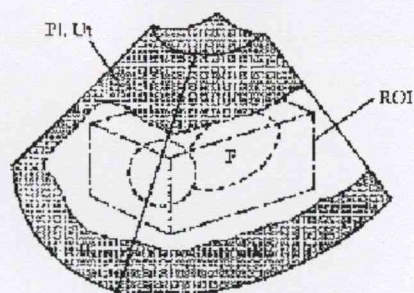
A zavaró komponensek kiválasztására használják az átlag és a medián szűrőket.

Az átlagszűrő működését sematizálja a 10. ábra mely, bemutatja, hogy egy adott terület középpontjában lévő érték jelentősen különbözhet az öt körülvevő pixelek értékeitől így a gép az ábrán látható módon 9 pixel átlagértékét határozza meg és a képernyőn ez jelenik meg. A mediánszűrő esetében a térben 26 szomszédos voxel adatainak (mely egyenként 8 szomszédos pixel adatai alapján jött létre) képződik a mediánja, s ezzel a rekonstruált kép felszínén a finom strukturális egyenetlenségek összerosódnak és simafelszínű kép keletkezik.

3.1.2.2.5 Vizsgálati zóna (ROI –region of interest)



11. ábra A magzati fej a ROI szelekció előtt és után



12. ábra A vizsgálati terület szűkítése A vizsgálatot zavaró részeket eltávolítja

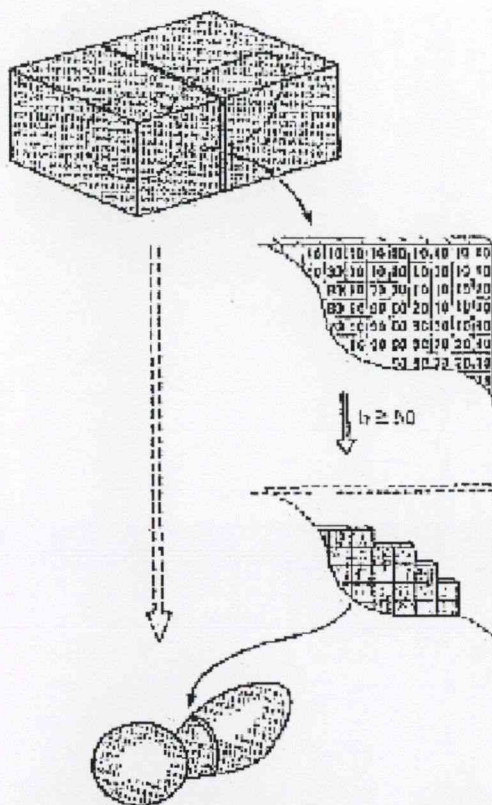
A tetszőleges síkban végzett metszeti rekonstrukció kivételével a 3 D rekonstrukció kapcsán számos tényező rontja, zavarja a vizsgált objektum képét, melyet a leképezett volumen tartalmaz de a vizsgálatához nem szükséges. Ezek a tényezők például a magzat vizsgálata esetén a 11. ábrán látható módon az uterusfal illetve a placenta zavarólag hatnak, a magzatot elfedik ezért a rekonstruált képről törlésük szükséges. Ezt a folyamatot hívjuk a vizsgálati zóna szűkítésének a leképezett volumene belül (ROI) mellyel csak a számunkra

fontos részek

jelennek meg a 3 D kép rekonstrukciója kapcsán. Ezt általában a vizsgáló állítja be a vizsgálat kapcsán. A 12. ábrán jól látható a kiválasztott terület melytől a felesleges részek eltávolíthatók, és a képminőség ezáltal javul.

3.1.2.2.6 Eltérő felületek szétválasztása (regionális extrakció)

Az indirekt 3 D kép vizualizációja esetében alapvetően fontos a vizsgálati objektumok elhatárolása az őket körülvevő részekről. A leggyakoribb mód a voxelek fényességkülönbségén alapuló szétválasztás. Ha magzat vizsgálatát vesszük például, akkor a küszöbértéket megválasztva a magzat törzse a küszöbérték felett helyezkedik el, míg az őt körülvevő magzatvíz voxeljeinek a fényerősségértéke a megadott küszöbérték alatt marad így a képről eliminálódni fog. Ugyanezzel az eljárással lehetőség van a küszöbérték feletti fényességi értékek képből történő eltávolítására is.



13.ábra Regionális extrakció. A küszöbérték megadásával az objektum körüli zavaró részek leválaszthatók

A 13. ábrán látható hogyan lehet a magzat törzsét jelentő adatoktól az őt körülvevő adatokat leválasztani a küszöbérték megadásával.

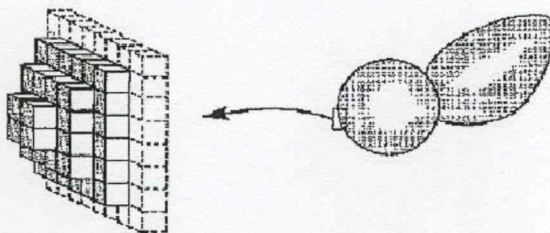
A regionális extrakciót követően az adatokat, mint bináris adatokat kezelik, így az eljárást szokás binarizációnak is nevezni. Ez az eljárás természetesen csak egy

adott metszeti síkhoz rendelhető, így minden esetben be kell állítani és a beállítást meg lehet szüntetni a beolvasott adatok elvesztése nélkül.

3.1.2.2.7 Geometriai adatábrázolás

A regionális extrakciót követően az adatok köztes geometriai adatokká transzformálódnak a 3 D ábrázolás kapcsán. Két alapvető módja van: a voxel forma és a mozgó kocka eljárás.

A voxel eljárás esetében a voxelek a képernyőn, mint azonos méretű kis kocka-, vagy téglahasáb alakú testek tűnnek fel. A képernyőn megjelenő



14. ábra Köztes geometriai modell alkalmazása

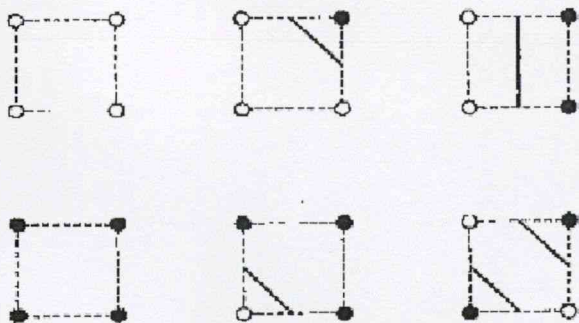
objektum, mint egy kis építőkockák halmaza ábrázolódik (14. ábra).

A mozgó kocka módszer esetében parányi sokszögek helyezkednek el az objektum mind külső, mind a belső felszínének megfelelően a voxelek függvényében, ezt a

15. ábra szemlélteti

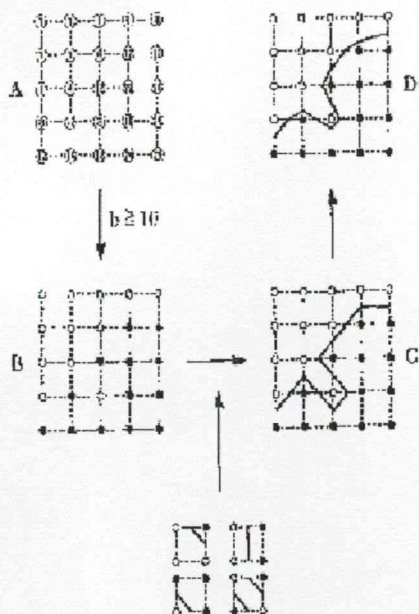
A mozgó kocka eljárás egyszerűen bemutatatható az alábbi ábrákon. A 16. ábrán jól látható, hogy 6 lehetséges variáció van a négyzetek esetében. A vizsgált objektum határvonala minden esetben a tele körrel jelzett, és az objektumon belül elhelyezkedő

15. ábra Menetelő kockák A képernyőn modell mint sok kis sokszög ábrázolódik



16. ábra A mozgó kockák kifejeződésének sematikus ábrája. A 6 lehetséges variációt ábrázolja a rajz.

pixel illetve az üres körrel jelzett objektumon kívüli pixel között húzódik.



Amennyiben ezeket az élmeghatározásokat a gépi korrekciónak alávetjük, a szomszédos élek egymással találkozáskor az objektum felszínéről egységes képet adnak. Ez a 17-es ábrán jól követhető.

17. ábra A mozgó kockák felszíni határvonal megjelenítése

3.1.2.2.8 Az adatok elektronikus tárolása

A térfogatvizsgálat kapcsán keletkezett adatmennyiséget a komputer bináris adatként kezeli, így más programokhoz hasonlóan a számítógép technikában használatos módon nyílik lehetőség az adatok elektronikus tárolására, továbbítására és ismételt megjelenítésére. Az igen nagy mennyiségű adat tömege miatt a hagyományos floppy-n történő archiválás nem lehetséges ezért optikus, vagy magneto-optikus tárolási megoldásokat alkalmaznak, de lehetőség van akár az interneten történő adattovábbításra is. Ezzel lehetővé válik a beteg többszöri vizsgálata nélkül megvalósuló konzilium is.

3.1.2.3 A szerkesztett kép kivetítése egy 2 D képernyőre

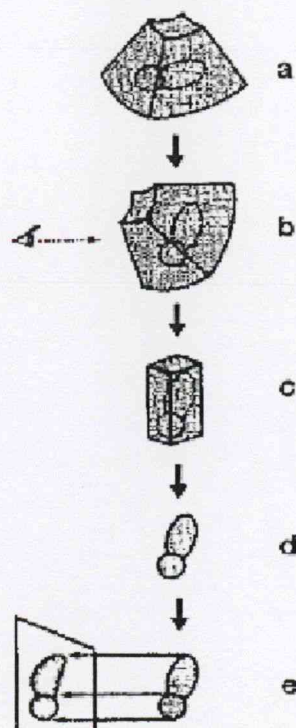
A komputer segítségével a 3 D adatok számos formában megjeleníthetők. A vizualizációs eljárásnak 3 formája használatos. A metszeti síkban történő képalkotás a felszíni rekonstrukció és a volumen ábrázolás a három lehetőség a megjelenítés módjára.

3.1.2.3.1 Metszeti rekonstrukció

Egyszerű térfogat-ábrázolási mód. A három ortogonális sík egy időben ábrázolódik. A 3 D adatok elforgatásával és átfordításával tetszőleges metszetbeni kép hozható létre mely lehetővé teszi az objektum olyan síkból történő vizsgálatát is, mely hagyományos 2 D eljárással nem ábrázolható.

3.1.2.3.2 Felszíni rekonstrukció

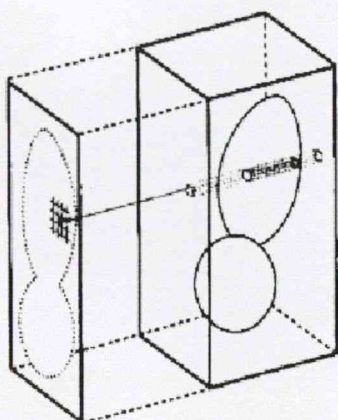
A 18. ábra mutatja be a felszíni rekonstrukció 2 D képernyőn történő ábrázolásának egyszerű lépéseit. Ki kell választani a megfelelő síkot majd a lényegtelen részek eltávolításával (ROI) szűkítjük a vizsgálati területet, majd a küszöbértékek megadásával a vizsgálati objektumról leválasztjuk a



18. ábra A térfogat rekonstrukció egyszerű lépései

körülvevő felesleges részeket. Ez a magzat esetében az alacsony küszöb megadásával a magzatvizet jelenti, míg a magas értékkel a magzati csontvázat extrahálhatjuk. A látósík megválasztható a megtisztított magzati adatsorok forgatásával is. A kivetítés szempontjából a 3 D effektus eléréséhez az árnyékolás rendkívül fontos. A mélységi végszabályozás a legegyszerűbb módja. Ebben az árnyékolási formában minden egyes pixel szürke értéke a kivetítési síkban meghatározott. Ez a vizsgált rész és a kivetített pont közötti távolsággal egyenesen arányos. Azaz amelyik pont a vizsgálófejhez közelebb helyezkedik el, az világosabb, míg a távolabb eső részek sötétebbként ábrázolódnak. A mélységi szabályozás összhangban más árnyékolási metódusokkal eltünteti a kép finom irregularitásait. A felszíni rekonstrukció általában a magzat morfológiai vizsgálata mellett a cystikus részeket tartalmazó képletek, mint pl. a gyomor, melyek alacsony szürke értékekkel rendelkeznek használható jól, továbbá a véráramlás vizsgálatoknál mind a color-, mind a power Doppler vizsgálatok esetében is.

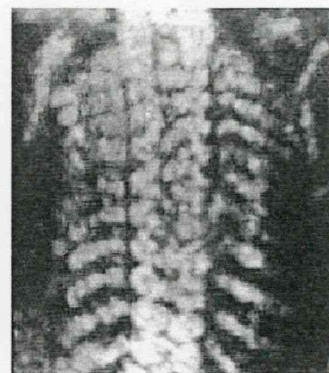
3.1.2.3.3 Térfogat ábrázolás



19. ábra Direkt
térfogatábrázolás

Ebben az esetben a 3 D adatok közvetlenül vetítődnek a 2 D képernyőre, az adatsorok köztes feldolgozása nélkül. Az eljárást szokás volumen sugár rajzoltnak is nevezni, ahol a kivetítés síkjában lévő minden egyes pixel szürke értéke a kapcsolatban álló voxelek szürke értékein alapul, mint a 19. ábrán lévő magzati gerinc esetében is.

A 20. ábra szemlélteti, hogyan határozódik meg egy pontban a mögöttes leképezett volumen jellemzője. Maximális projekciós értékek használatakor, röntgen-felvételhez hasonlatos képet lehet nyerni. Itt minden egyes kivetítő sugár a mögöttes volumen maximális szürke értékeit tartalmazza, és jeleníti meg. A látott kép ilyenkor nem igazán térhatású, ám a mögöttes volumen maximális szürke értékeit tartalmazza, és az objektum rotációjával lehetőség nyílik több



**20. ábra Maximális
transzparencia
módban ábrázolt
magzati csontváz**

oldalról is megtekinteni és így már a 3 D hatás megvalósul. Ezt a vizsgálati módot leggyakrabban a felszíni rekonstrukcióval szokták társítani.

3.1.2.3.4 Real time 3 D ultrahang kép

A komputertechnika lehetőségeinek növekedésével, egyre nagyobb volumen egyre gyorsabb meghatározása vált lehetővé a rekonstrukció kapcsán, ám ez még mindig valamekkora technikai szünetet igényelt a leképezés és a megjelenítés között. A 3 D technika fejlődésével reálissá vált az az igény, hogy a vizsgáló az objektumról azonnali 3 D képet nyerjen. Így ezzel a technikával lehetőség nyílt, hogy várakozás nélkül az akvizícióval csaknem azonos időben 3 D képet kapjunk a vizsgált objektumról. A vizsgálófejbe épített háromdimenziós szkennel folyamatos mozgással pásztázza a vizsgált objektumot, és a komputer program az előre beállított vizsgálati paramétereknek megfelelő azonnali, rekonstruált 3 D képet vetíti. Jelenleg ez tartható a 3 D vizsgálóeljárások legdinamikusabban fejlődő részének, mely új távlatokat nyit a diagnosztikus lehetőségekben, és lehetővé tesz olyan mozgó részek vizsgálatát, mint például a szív, mely más módszerekkel nem lehetséges.

3.2 A Combison 530 3 D ultrahangtechnika

A napjainkban már egyre szélesebb körben és több szakterületen használt 3 D ultrahangtechnika a képalkotó eljárások legutolsó generációjához tartozik. Az egyik leggyakrabban alkalmazott ultrahangkészülék az osztrák Kretztechnik cég által kifejlesztett Combison 530 3 D készülék (21. ábra), melyet néhány éve követett a Voluson 530 típus, ami a felhasználó számára – a modern technika lehetőségeit kiaknázva még szélesebb körű, és még egyszerűbb vizsgálati módokat tesz lehetővé (8).



21. ábra
A Combison
530 3 D készülék

A korábbi fejezetben a 3 D ultrahang vázlatos működését mutattam be, míg ebben a fejezetben a Combison ultrahangkészülék működését szeretném ismertetni (39).

3.2.1 A képalkotás főbb lépései

A 3 D technika egy kissé különböző leképezési eljárást alkalmaz, mint a hagyományos 2 D vizsgálati mód. A 3 D technika alapján az alábbi 3 lépésre osztható:

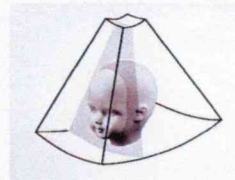
- A vizsgált objektum automatikus térfogatleképezése (beszkennelése.) Itt van lehetőség a vizsgált objektum méretéhez igazodó vizsgálati terület (volume box) megadására
- A vizsgált térfogat 3 alpmetszetben történő vizsgálata.



A térfogaton belül a vizsgálati sík szabadon bármelyik irányba változtatható, mozgatható, egymásba átfordítható

- 3-D rekonstrukció (volume rendering)

A rekonstruált kép előállítás a kiválasztott objektumról a kívánt rekonstrukciós formában.



3.2.1.1 Automatikus térfogat leképezés



22. ábra
transabdominalis
vizsgálófej

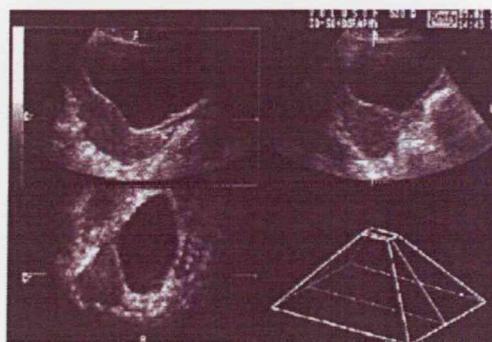
A Kretztechnik ultrahang-készülékei többféle mind hasi, mind intracavitalis 3 D vizsgálófejjel rendelkeznek.

A hasi vizsgálófej (22. ábra)

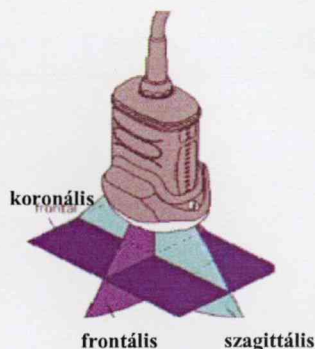
esetében a vizsgálófej frekvenciája a vizsgálati objektumtól függően 3,5 MHz és 10 MHz között változtatható, és beállítható. A vizsgálófejjel a térfogat-

vizsgálat kapcsán a 23. ábrán ábrázolt módon, az akvizíciós idő beállításának függvényében néhány másodperc alatt egy kb. 2500 cm³

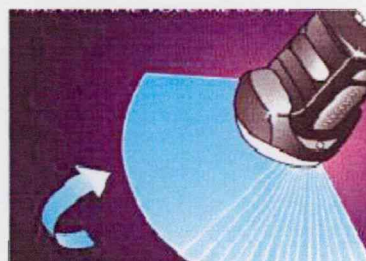
térfogatú csonka gúla alakú volumet lehet leképezni melynek csúcsában maga a vizsgálófej helyezkedik el.(24. ábra). A vizsgálati idő alatt a készülék 256 metszetet készít el ezen a hasábon belül. A három alapsíknak megfelelő vizsgálati síkot ábrázolja a 25. sematikus ábra melyből a frontális vagy



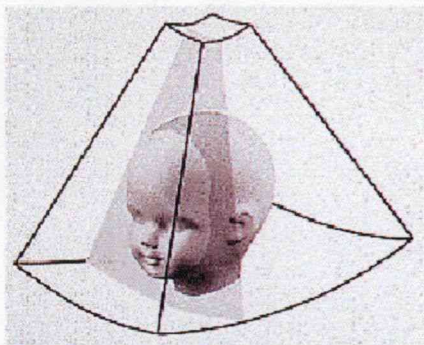
23 ábra A térfogat leképezése
a virtuális gúlán belül



25. ábra A vizsgálófej
és a 3 alapsíknak
megfelelő vizsgálati
síkja



24. ábra A hasi
vizsgálófej volumen
leképezése

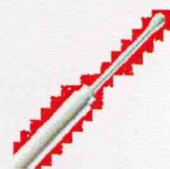


26. ábra *Volumen leképezés
Frontális sík jelölve*

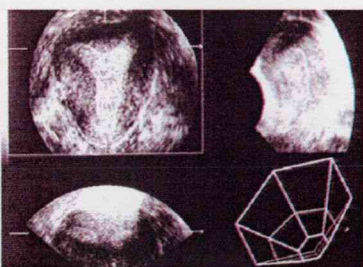
longitudinális kép, mely a magzat vizsgálata esetén a hasfallal párhuzamos síkot jelenti, a normál b-scan eljárásnak megfelelő real time 2 D ultrahangképet adja a képernyő bal felső sarkában (26. ábra). Az erre merőleges síkban elhelyezkedő másik függőleges (szagittális) sík, mely hagyományos vizsgálat során a

vizsgálófej 90°-os elforgatásával valósul meg, itt a képernyő jobb felső sarkában jelenik meg a automatikusan. A tér harmadik kiterjedése irányában elhelyezkedő vízszintes síkú metszet az úgynevezett koronális sík, a hagyományos 2 D vizsgálat kapcsán nem ábrázolható, csupán a 3 D rekonstrukcióval tehető láthatóvá (az osztott képernyő bal alsó sarkában). A leképezést követően megjelenik a képernyőn a már ismertetett három alapsíkmetszet, valamint a térben könnyebb tájékozódást segítő a gúla sematikus rajza és benne az éppen aktuálisan vizsgált ablak – azaz sík – iránya az osztott kép jobb alsó sarkában.

A hüvelyi vizsgálófej (27 ábra) frekvenciája 5-és 7,5 MHz között változtatható, és ebben az esetben a leképezés egy hatszög alapú csonka

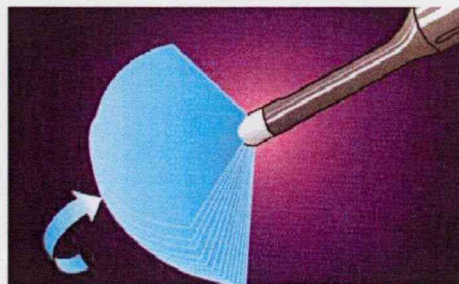


27. ábra
*Hüvelyi
vizsgálófej*



28. ábra *A hüvelyi fej 3
alapsíkmetszeti képe*

gúla formájában történik, melynek a középpontjában itt is a vizsgálófej helyezkedik el (28. ábra). A térfogat leképezése kapcsán az ultrahang nyaláb irányát a 29. ábra mutatja. A



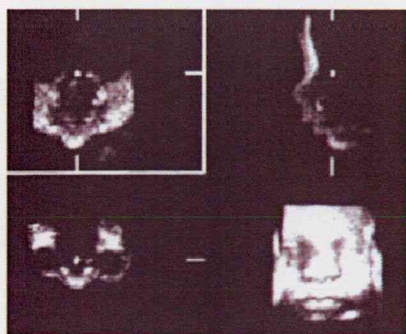
29. ábra *A leképezés iránya*

leképezést követően a 3 alapsíkmetszet ábrázolódik a képernyőn a tájékozódást segítő gúla

megjelenítésével, melyen belül az épp aktuálisan vizsgált sík is ábrázolódik.

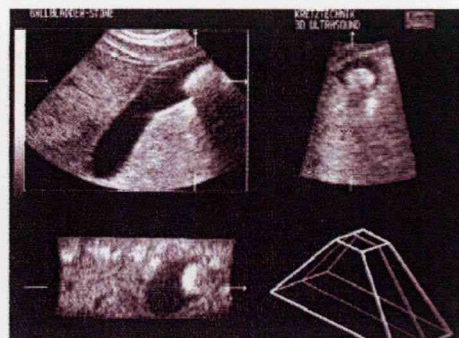
3.2.1.2 A három alapsíket vizsgálata

Az alapsíketek vizsgálatakor (30. és 31. ábra), a jobb vizsgálati kép érdekében az egyes síkokon



31. ábra A 3 alapsíket + a rekonstruált kép

belül a képet szabadon el lehet mozdítani a vizsgálati volumenen belül, valamint tengely



30. ábra A három sík és a tájékozódást segítő gúla

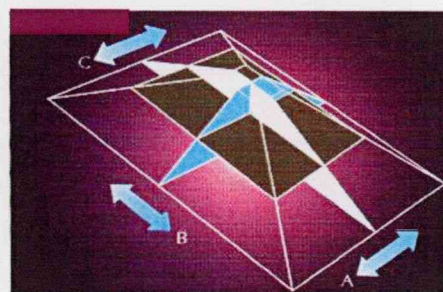
körüli rotációra is van lehetőség (32. ábra), illetve a

függőleges és a vízszintes forgatási tengelyek irányában az egyes síkok egymással felcserélhetők, illetve egymásba átfordíthatók (33. ábra). Ezzel a technikával szabadon mozgathatók és fordíthatók az objektumok a



32. ábra Rotáció
A volumenen belül szabad forgatás minden irányba

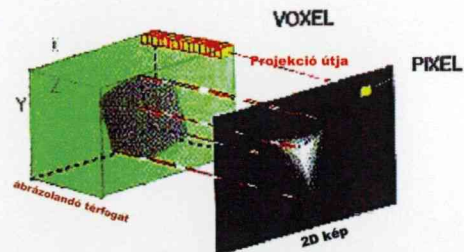
megadott volumenen belül, és a térben elhajló részek, például a magzati gerinc görbülete, mely hagyományos kétdimenziós technikával sohasem hozható egy metszeti síkra, kiegyenesíthetővé válnak és a gerinc egy síkban történő vizsgálata megoldható.



33. ábra Átfordítás A síkok egymásba szabadon átforgathatók

3.2.1.3 A 3 D rekonstrukció

A térfogatábrázolás az a voxel metóduson alapuló vizualizációs eljárás mellyel a képernyőn a 3 D adatok



34. ábra A 3 D rekonstrukció elve



35. ábra
rekonstruált
arc

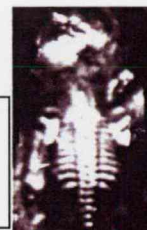
megjeleníthetők (34 ábra).

A térfogatábrázolás 2 alapvető módon

lehetséges: az egyik a felszíni rekonstrukció (mint például a magzati arc megjelenítése, 35. ábra), illetve a

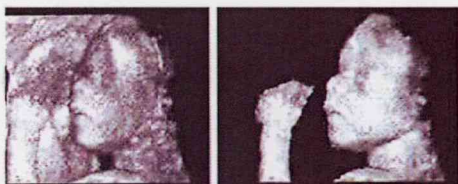
transzparens ábrázolási mód (mellyel, pl. a magzati

csontok ábrázolhatók, 36 ábra).



36. ábra
Transzparens
mód

3.2.1.3.1 Felszíni rekonstrukció



37. ábra Felszíni rekonstrukció.
A zavaró részek eltávolítása a
pontosabb kép érdekében

Az eljárással az alacsony echogenitású környezetből kiemelkedő részeket ábrázoljuk, így például a magzatvízzel körülvelt magzati részeket illetve a folyadéktartalmú képletek (pl. ciszták)

belső felszínét. A küszöbérték megfelelő megválasztásával az alacsony echogenitású részeket eltávolítjuk, azaz a voxelek szürke skáláján a küszöbérték alatti részek már nem ábrázolódnak a rekonstruált képen. Ez az eljárás döntően meghatározza a rekonstruált kép minőségét. A rekonstrukció kapcsán a készülék a képből levágásra kerülő, a küszöbérték alatti részeket zölddel, míg a magas

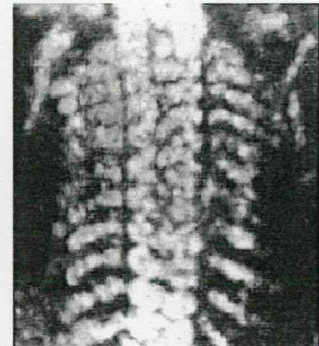
küszöbérték feletti részeket lilával ábrázolja, és így segíti az optimális arányú zavaró környezeti elem eltávolítását.

3.2.1.3.2 Transzparens mód

Általában szolid echogenitású részek, lágyszövetek, illetve kis echókülönbséggel bíró részek ábrázolásra használatos. Ugyanakkor lehetőség van a magas echogenitású részek kiemelésére, így a megjelenített kép, röntgen-képhez válik hasonlatossá (38 ábra).

A nagy echókülönbséggel nem bíró, elmosódottabb határfelületű részek is ábrázolhatók illetve rekonstruálhatók.

A parenchimás szervekben előforduló, a környezethez hasonló szöveti jellemzőkkel rendelkező képletek, pl. daganatok haemangiómák is megjeleníthetők.



38. ábra *Maximális intenzitásmód Rtg hatású kép*

A vizsgálat technikai lebonyolítása

Kiválasztjuk a rekonstrukciós módot

Meghatározzuk az érdeklődési területet (ROI) Ekkor a 3 ortogonális síkban a különböző metszetekben ábrázolódnia kell a vizsgálati objektumban. (amennyiben a vizsgálati ablak (ROI) zöld keretén kívül helyezkedik el az objektum vagy annak egy része, az a rekonstrukció kapcsán nem fog ábrázolódni.)

A küszöbértéket megadjuk (felszíni rekonstrukció)

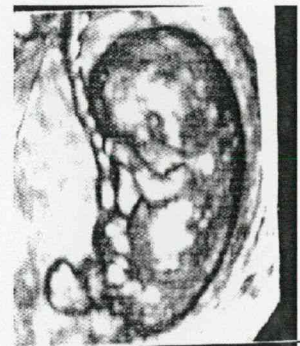
Forgatással a vizsgált objektumot a megfelelő helyzetbe fordítjuk

A 3 alapsíknak megfelelően a rekonstrukció iránya szempontjából optimális irányba forgatjuk az objektumot

Kalkuláció (a komputer meghatározza a beállítások alapját a 3 D képet alkotó képpontokat)

4 A 3 dimenziós ultrahangtechnika alkalmazhatósága a szülészeti-nőgyógyászatban

Az 1970-es évek közepétől már voltak próbálkozások a 3 dimenziós ultrahangvizsgálatok előállítására, amikor is Szilárd készülékével melyet mechanikusan mozgatott a képernyőn 3 D képhez hasonló képet állított elő a magzatról in utero (64). Ezt követően egyre több kísérlet történt minél pontosabb 3 dimenziós kép előállítására ám ennek technikai korlátokat szabott a 2 D tomogrammok minősége is. 1986-tól kezdve mikor is Baba és munkatársai bemutatták az első felszíni rekonstrukciós, illetve transzparens módon készült 3 D képet a magzatról, beszélhetünk a háromdimenziós technika új korszakáról (1). A technika továbbfejlődésével a vizsgálati idő lerövidült a képminőség javult és már real-time 3 D ultrahangvizsgálatokra is van lehetőség (11,12). A javuló képminőség egyre tökéletesebb diagnózisok megalkotását teszi lehetővé, illetve olyan esetekben, ahol a hagyományos technikával nem lehet megfelelő információt nyerni, az új módszer segítségével könnyebb a diagnózis megalkotása, akár a terhesség igen korai időszakában (9,15) (39 ábra).

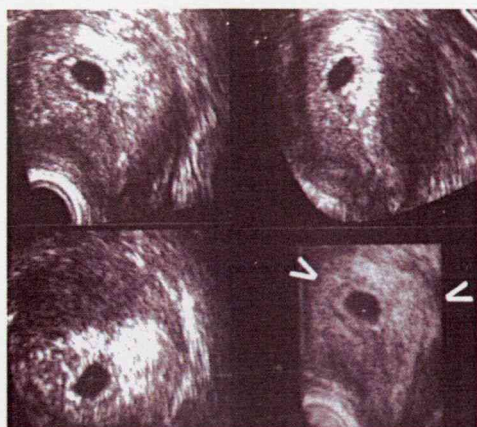


39. ábra
10 hetes embrió

4.1 A 3 D technika szülészeti alkalmazása

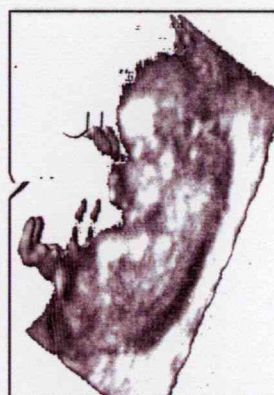
4.1.1 I. trimeszterbeli vizsgálatok

Az első trimeszterbeli vizsgálatokra leginkább a hüvelyi vizsgálófej alkalmas. Szemben a hagyományos technikával, ahol a vagina fala behatárolja a különböző

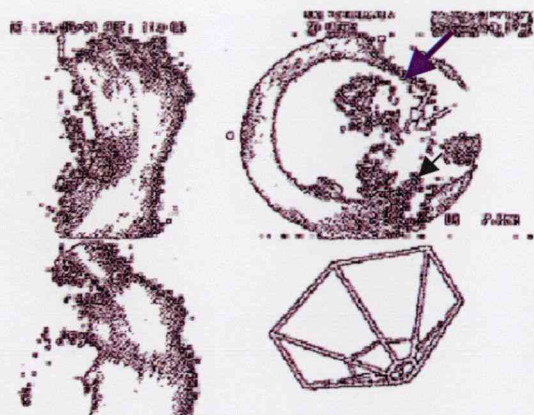


40. ábra Korai terhesség 3 alapszemi és rekonstruált képe. A legnagyobb átmérő pontosan kiválasztható

síkokból történő vizsgálat lehetőségét, addig a 3 D eljárással leképezett volumen kapcsán lehetőség van a pontos mérések elvégzésére. (27) Az első trimeszterben végzett mérések melyek kezdetben a petezsák átmérőjét, majd pedig az embrió ülőmagasságát jelentik, szoros korrelációt mutatnak a terhesség valós idejével, ezért az egyik legbiztosabb terhességi kormérőnek tekinthetők (40.



41. ábra 8 hetes embryo 3 D képe. A végtagok is jól megítélhetők



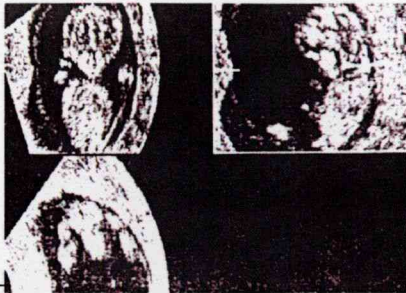
42. ábra Nucha szűrés (inverz kép) A nyíl az optimális mérési irányt mutatja.

41. ábra) nagyon fontos a pontosan kivitelezett mérés. A

hagyományos módszerrel nem minden esetben lehet a legnagyobb átmérőt vagy a leghosszabb ülőmagasságot meghatározni. A 3 D rekonstrukció kapcsán a konvencionális vizsgálattal látótérbe nem hozható részek is ábrázolhatók illetve a megfelelő átmérő és hossz

beállítható és megmérhető, az objektum szabad elforgatásával (41. ábra). Ezáltal a mérések sokkal pontosabbak és a diagnózis szempontjából megbízhatóbbak lesznek (27)

Az első trimeszterbeli ultrahangszűrés is sokkal könnyebben megoldható, mint az a 42. ábrán is látható, hisz az embrionális struktúrák könnyen a tér minden irányából



43. ábra A 3 ortogonális sík segítséget jelent az optimális mérési irány kiválasztásához

ábrázolhatók, így a fejlődési rendellenességek hamarabb felismerhetők és a terhesség, ha szükséges kisebb beavatkozással terminálható.

Jól ábrázolódnak a végtagok, a hasfal épsége, sokkal könnyebben meghatározható a nuchalis transzlucencia, a kialakuló medullaris csatorna (43 ábra).

4.1.2 Vizsgálatok az első trimesztert követően

Ebben az esetben a vizsgálatok már transabdominális vizsgálófejjel történnek. A különböző külső-, illetve mélyebb magzati struktúrák jól vizsgálhatók mind a felszíni-, mind a transzparens mód alkalmazásával. A terhességi kor előrehaladtával a harmadik trimeszterben már a magzatvíz és a magzati testtömeg aránya megváltozik, a magzatvíz kevesebb lesz, ami a felszíni rekonstrukció kivitelezését megnehezíti (37,38).

4.1.2.1 Magzati fej

Az anatómiai eltéréseket a magzati fej esetében, mint anencephalia, encephalokele, illetve plexus chorioi-deus cysta, már hagyományos módon is lehet ábrázolni, azonban a három ortogonális sík



44. ábra
A magzati fej 3 ortogonális síkbeli ábrázolása

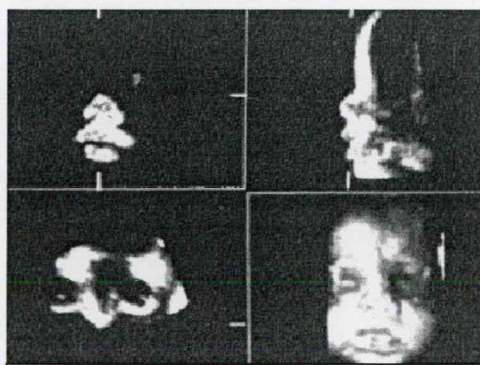
használata, mint a 44. ábrán látható, a diagnózist nagymértékben megkönnyíti (45). A corpus callosum vizsgálata mely 2 D móddal meglehetősen nehéz a 3 D eljárással a magzati koponya helyzetétől függetlenül vizsgálható. A minor eltérések, diszmorfiák felismerése, melyek háttérben kromoszóma rendellenességek illetve enzim defektusok állhatnak szintén könnyebbek a térfogat rekonstrukció segítségével (30).



45. ábra
Arc 3 D
kép

A magzati arc (45. ábra), mindig is az érdeklődés középpontjában volt a szülészeti 3 dimenziós ultrahang vizsgálatok esetében (54). A hagyományos eljárással vizsgálata

meglehetősen behatárolt. Az új módszer



46. ábra A 3 ortogonális sík és a rekonstruált 3 D kép

segítségével tiszta képet kaphatunk

magzati arcfelszínről (46. ábra), melyen

kis eltérések is jól felismerhetők (41).

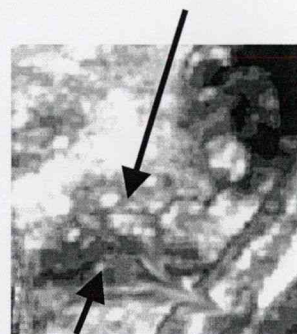
Vizsgálhatók az ajkak a fogíny az orr a szemhéjak (47. ábra). A vizsgálat

segítségével, ahogy a 48. ábrán is látható, felismerhetők az ajakhasadékok,

a szemhéj és orr rendellenességei is (46,47).

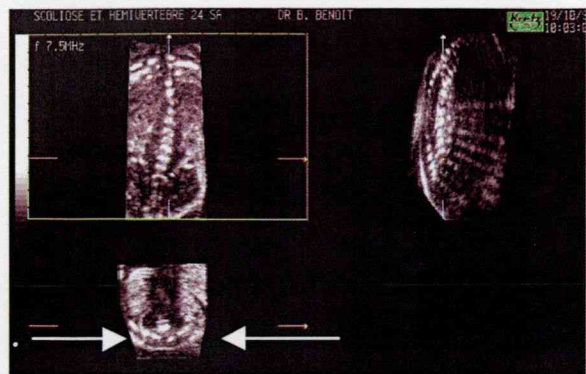


47. ábra Normális magzati száj. Az ép körvonalak jól megítélhetők



48. ábra
Ajakhasadék 3 D
képe

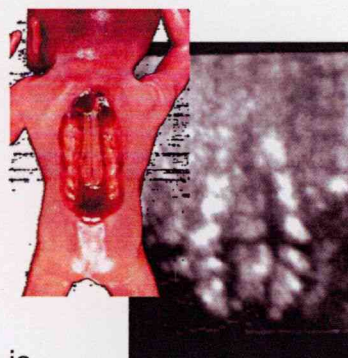
4.1.2.2 Magzati csontok



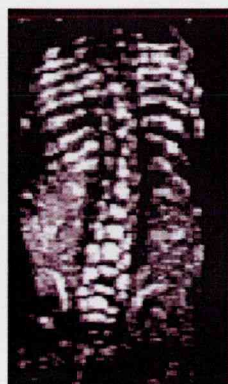
49. ábra A magzati gerinc 3 alapmetszete
A koronális síkban a nyilakkal jelzett rész
egyéb módon nem ábrázolható

nem lehetséges a 2 D technika alkalmazásával (32). A teljes gerinc egyidejű vizsgálata csak a 3 D móddal lehetséges. Nem minden esetben szükséges a teljes rekonstrukciót elvégezni, gyakran már a három alapmetszet egyidejű vizsgálata is jelentős segítséget ad. A transzverzális metszeti kép melyben lehetőségünk van egy csigolyára felülről „rátekinteni” más ultrahangvizsgálattal nem kivitelezhető (49. ábra).

A velőcső záródási rendellenességek, mint a spina bifida is nagyobb biztonsággal felismerhető (50 ábra), hiszen a gerinc térben szemrevételezhető, és a terhesség terminálható (42)



50. ábra Spina bifida
ultrahang és
makroszkópos képe



51. ábra
Scoliosis

A gerinc görbületi zavarai, ahogy az 51 ábrán is látható, mint a kyphosis, scoliosis, lordosis is könnyebben felismerhetők (43,44).

Jól vizsgálhatók továbbá a különböző eltérések a magzati mellkason, a bordák illetve a sternum részéről, felvetve a mellkasfejlődési zavarokat melyek tüdő

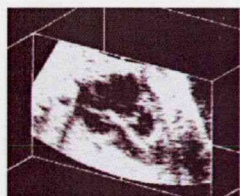
hypoplasiára hajlamosíthatnak (52.ábra). Új módszerek



52. ábra Kis, hypoplasiás
mellkas. Kromoszómális
anomáliák társjelensége
lehet

tekinthető a mellkas vizsgálata kapcsán a magzati tüdővolumen mérése melyre a módszer lehetőséget ad. Több szerző véleménye szerint a tüdővolumen és a postnatalis respirációs problémák a koraszülöttek esetében jó korrelációt mutat, és így lehetőséget ad a megfelelő újszülöttkori ellátás megszervezésére (51,52).

4.1.2.3 Magzati szív



53. ábra A szív metszeti képe. A 4 üreg és a kamrai septum jól látható

A mozgó magzati szív háromdimenziós rekonstrukciója, annak mozgása miatt nem lehetséges, ám a 3 D technika több szerző véleménye szerint itt is számos előnyt jelent a szív struktúrájának megítélésében. Mint az az 53. ábrán látható, a szív a 3 ortogonális metszetben vizsgálva, és a vertikális síkban a



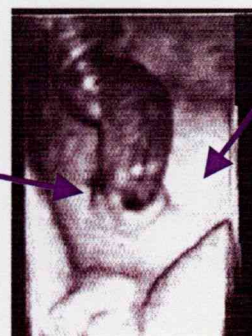
54. ábra A 3 D technika segítségével a szív strukturális integritásának megítélésében

metszeteket elmozdítva, szinte régekről-rétegre vizsgálható, és olyan finom eltérések, mint az 5 kamra, rövid csúcs jelentős segítséget nyújt (54. ábra).

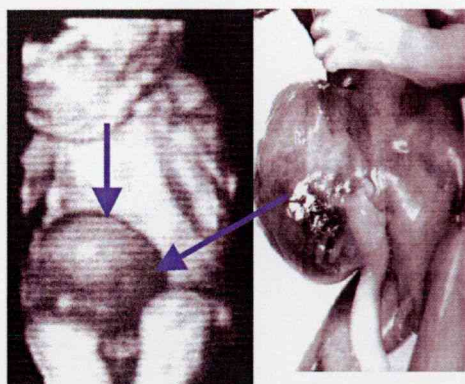
A szív megfelelő vizsgálatát a készülékek új generációja adta meg, melyek már 4 D módban üzemelnek, azaz a 3 D képet mozgás közben is elő tudják állítani, így a képernyőn real-time 3 D képet láthatunk (34).

4.1.2.4 A magzati has

Felszíni rekonstrukciós módban vizsgálva a magzati hasfal a jól követhető már egészen korai terhességi kortól kezdődően (55. ábra). A módszerrel tisztán ábrázolhatók a hasfalzáródás különböző



55. ábra Normális köldökszinór eredés

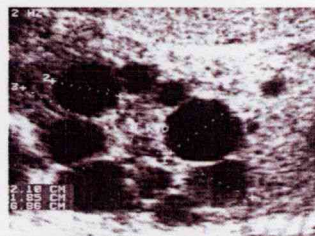


56. ábra Omphalokele ultrahang és makroszkópos képe A 3 D kép csaknem fényképszerűen ábrázolja az elváltozást

rendellenességei így a gastroschisis és az omphalokele is (56. ábra). Ezek időbeni felismerése, és kiterjedésének pontos megítélése döntő fontosságú a terhesség továbbviselésének szempontjából (35).

Transzparens módban a hasüregen belüli szervek is ábrázolhatók, finom részletek például az oesophagus beszájadzása illetve a pylorus is

megítélhető. Segítséget jelent a veseagenesia diagnózisának megerősítésében illetve mint az 57-es ábrán látható, a polycystás vese ábrázolásában (48). Megmérhető a magzati hólyag volumene illetve ábrázolható az uréterek beszájadzása is a hólyagba.



57. ábra Polycystás vese képe

4.1.2.5 Magzati végtagok



58. ábra Dongaláb

A módszer olyan, korábban csak nehezen diagnosztizálható, elváltozások megerősítésére nyújt lehetőséget, mint a végtagok tengelytől való eltérése, így a dongaláb illetve a végtag anomália, mint a phocomelia (58,59 ábra) (53).



60. ábra Norm. magzati kéz

A magzati ujjak száma illetve rendellenességei is biztosan ábrázolhatóak, melyek fontos markerei

lehetnek kromoszóma rendellenességeknek (60. ábra).

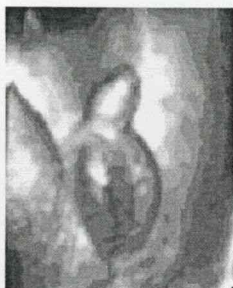


59. ábra Normális magzati láb

A magzati súlybecslés egyik lehetséges módjaként említik a 3 ortogonális sík segítségével könnyen és pontosan ábrázolható kar

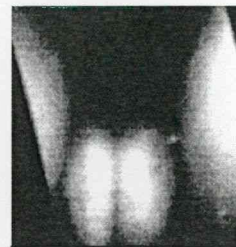
illetve comb keresztmetszeteket melye jól tükrözik a magzati súlyt (31,32).

4.1.2.6 A magzat neme



61. ábra
Fiú

A magzati arc mellett talán leggyakrabban ábrázolt magzati testrész, felszíni rekonstrukciós mód segítségével vizsgálható (50). A magzat nemének biztos meghatározása mely a szülői kíváncsiságon túl fontos lehet nemhez kötött betegségek kiszűrésénél, lehetőséget ad olyan genitális elváltozások



62. Ábra
Leány

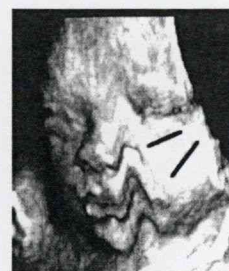
felismeréséhez, mint a valódi hermaphroditismus és a kétosztatú scrotum (61,62 ábra).

4.1.3 A 3 D vizsgálatok szülészeti alkalmazásának nehézségei

Ha egy új módszer ismertetésénél csupán a módszer előnyeit ismertetik, az inkább a kellő tapasztalat hiányát jelzi mintsem a eljárás alapos ismeretét. A 3 D technika alkalmazhatóságának a klinikai gyakorlatban ugyanúgy ismertek a korlátai, mint más diagnosztikus módszerének (29,49).

4.1.3.1 Az objektum mozgása

Az akvizíció alatt mind az anya mind a magzat mozgása a tomogramok képének eltorzulását okozza (63 ábra), így a rekonstruált kép is elmosódott lesz. Ezért több szerző javasolja, hogy a magzatot csak a nyugalmi periódusban szabad vizsgálni. A magzati



63. ábra
Fals echo.
A magzat
elmozdult a
leképezés
alatt

szív esetében Merz és munkatársai véleménye szerint a hagyományos 2 D technika sokkal eredményesebben alkalmazható, mint a 3 D vizsgálat.

4.1.3.2 Artefaktumok a 2 D képben

Ezek alapján minden olyan leképezési probléma, mely a 2 D kép minőségét rontja, így fals reflexiók a hasfalból, igen vastag zsíros hasfal, stb. szükségszerűen a 3 D kép minőségét is rontják.

4.1.3.3 A 3 D kép nem eléggé tiszta a diagnózishoz

A felszíni rekonstruált kép a magzati testrészekről az egyik leglátványosabb kép a 3 dimenziós technikában. Ám a felszíni rekonstrukció minőségét nagymértékben befolyásolja a vizsgálófej és a vizsgált objektum között szövetek mennyisége és minősége (64 ábra). Kellő mennyiségű magzatvíz nélkül nem lehet jó felszíni rekonstrukciót végezni, azaz ha a terhesnél oligohydramnion áll fent vagy a hasfal extrém módon obes, a kép minősége gyenge lesz.



4.1.3.4 A vizsgálat időigényessége

Bár az akvizíció maga csupán néhány másodpercet vesz igénybe, azonban a vizsgálat kivitelezése az objektum helyzetének beállítása a megfelelő leképezéshez valamint a rekonstrukció elvégzése időt igényel. Ezért rutin szűrővizsgálatra válogatás nélkül nem javasolható.

4.1.3.5 A vizsgálati zóna behatároltsága

A vizsgálati volumen mely a 3 D rekonstrukció alapját képezi behatárolt, maximálisan 2500 cm³. A terhesség előrehaladtával a vizsgálati volumenbe már csupán a magzat egyes részei férnek bele, és ábrázolhatók, a vizsgálatot szükség szerint több részletben kell elvégezni.

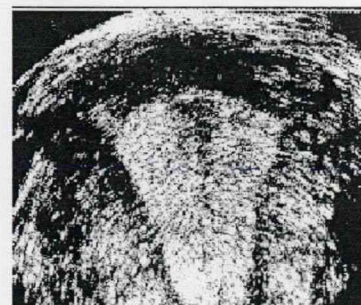
4.1.4 Összefoglalás

A szülészetben néhány példa segítségével vázoltuk a 3 D ultrahangtechnika lehetőségeit, a teljesség igénye nélkül, mely nem is lett volna lehetséges, hiszen dinamikusan fejlődő módszerről van szó, és így napról napra újabb alkalmazhatóságról lehet hallani. Megemlítettük a 3 D vizsgálatok korlátait is, jelezve, hogy ez a módszer sem tökéletes. Így megállapítható hogy a 3 D bizonyítottan teret nyert a minőségi diagnózisok kialakításában illetve megerősítésében ám nem felváltója, csupán kiegészítője a hagyományos 2 D technikának.

4.2 A 3 dimenziós technika alkalmazása a nőgyógyászatban

4.2.1 Az uterus vizsgálata

A nőgyógyászati ultrahangvizsgálatok egyik leggyakoribb oka a méh elváltozásainak vizsgálata (65 ábra). A nagyobb eltérések megállapíthatóak a hagyományos klinikai vizsgálatok alkalmazásával, de kevés felvilágosítást nyújtanak a méh ürről (18).



65. ábra Normális endometrium Frontális kép

Továbbá a méh anatómiai helyzete, az anteverzio-flexio miatt a hagyományos, 2 D

módon csak transzverzális és longitudinális irányból vizsgálva az uterus fundusáról csak kevés felvilágosítást kaphatunk. Ezek alapján például a veleszületett uterus fejlődési zavarok egyértelműen nem mindig diagnosztizálhatók (19). A 3 D vizsgálatok ma már számos helyen a napi klinikai gyakorlat részét képezik, melyek képesek túllépni a konvencionális technika korlátain, és a fúziós zavar mértékét pontosan meghatározni.

4.2.1.1 A vizsgálat menete

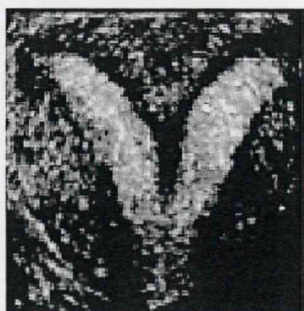
A vizsgálat minden esetben 2 D ultrahangvizsgálattal kezdődik, mellyel meghatározásra kerül az uterus pontos helyzete és mérete. A vizsgálatok transvaginalis vizsgálófejjel történnek, mely 360°-os leképezést tesz lehetővé. Meghatározva a leképezendő volumen



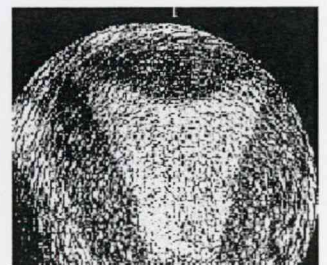
nagyságát, az akvizíció néhány másodperc alatt megtörténik. Ezt követően a 3 alaps metszet ábrázolódik a képernyőn (66 ábra). Forgatással addig mozgatjuk a képet, míg a szembetekintő metszeti képen a konvencionális frontális 2 D kép, mellette az oldalirányú, míg alul a harántmetszeti kép ábrázolódik. Ezen metszeti síkok alapján van lehetőség a térfogatmérés elvégzésére is (20).

4.2.1.2 Veleszületett méhfejlődési rendellenességek diagnózisa

A méhfejlődés zavarai jelentős szerepet játszanak a terhességek sikertelen kimenetelében az idő előtti fájástevékenységek kialakulásában, sőt a teherbeesés zavarainak hátterében is állhatnak. Az elváltozások



67. ábra Uterus bicornis

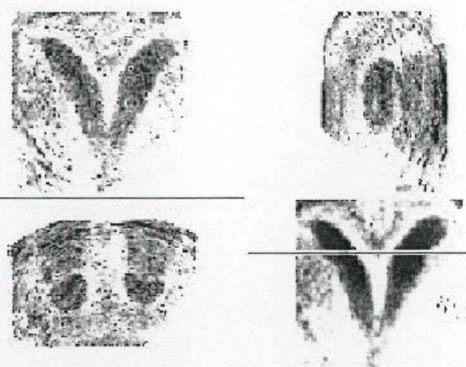


68. ábra Arcuált uterus

elfogadott és széleskörben használt diagnosztikus módszere a hysterosalpingographia, melyet az utóbbi időben kiegészített a hysteroscopia.

Mindkét módszer meglehetősen invazív és nagyobb előkészületet igényel. A vizsgálatokkal jó kép nyerhető az uterus üvéről, ám a külső felszínéről semmi információt nem ad.

A 3 D vizsgálattal a diagnózis közel 100%-os biztonsággal felállítható, és a különböző eltérések, melyeket a 67, 68, illetve 69 ábrák mutatnak be, mint



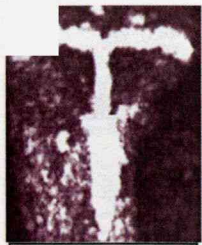
69. ábra Az uterus bicornis 3 alapsíkján és rekonstruált képe

az arcuata uterus illetve az uterus bicornis is világosan ábrázolhatók (19,21,60)..

4.2.1.3 Az endometrium vizsgálata

Az endometrium vastagságának vizsgálata az uterus vizsgálata kapcsán rutin eljárásnak számít. A legbiztosabb mérés az uterus hosszirányú metszetében a legnagyobb átmérőben, mikor is a myometrium és az endometrium elhelyezkedése és vastagsága is jól megítélhető. A 3 dimenziós ábrázolása az endometriumnak lehetővé teszi annak pontos térfogat meghatározását. Ez számos esetben jelent előnyt mivel így a vizsgálati eredmény nagyobb biztonsággal hasonlítható össze a korábbi vizsgálati leletekkel. Ennek klinikai jelentősége mind a postmenopausában történő hormonpótlás, mind az infertilitás kezelésének monitorizálásában tapasztalható. Talán az egyik legfontosabb, az endometrium malignus elváltozásainak megítélésében és nyomon követésében rejlik, mivel a méhtest rákok szűrővizsgálata és előrejelzésének lehetősége mindmáig megoldatlan (29,60).

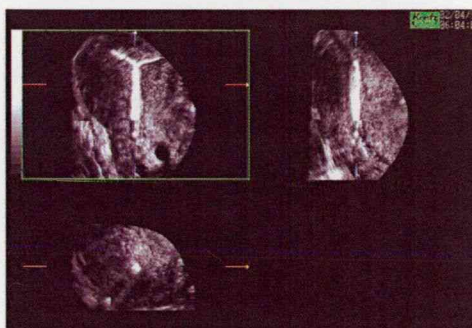
4.2.1.4 Intrauterin eszközök



70. ábra
IUD
3 D képe

Az intrauterin eszközök a világ kontraceptív módszereit tekintve az egyik frekventált fogamzásgátló formának tekinthetők (70 ábra). Ultrahanggal történő ellenőrzésük már a konvencionális technikával is jól ábrázolható mind hasi mind transvaginalis vizsgálófejjel (22,23).

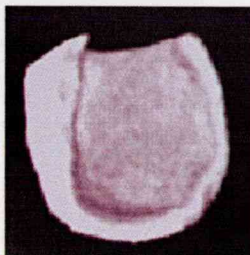
A 3 D technika ott nyújt diagnosztikus segítséget, amikor az uterus elhelyezkedéséből adódóan a hagyományos eljárással a hurok pontos helyzetét nem lehet megállapítani (71 ábra). Így olyan esetekben, amikor a hagyományos módon a hurok méhen belüli pozícióját, az esetleges perforációt nem lehet eldönteni, az új módszer alkalmazása segítséget jelent (26).



71. ábra Az IUD pontos méhenbelüli elhelyezkedésének pontos megítélését nagymértékben segítő 3 ortogonális metszeti kép

4.2.2 Az adnexumok vizsgálata

4.2.2.1 Ovarium



72. ábra
Simplex cysta
rekonstruált képe A síma belfelszín jól látható

A petefészekben előforduló cysticus elváltozások a negyedik leggyakoribb nőgyógyászati megbetegedések (72 ábra). Ezek pontos diagnózisa csak ultrahangvizsgálattal lehetséges (27,58). A vizsgálatnak választ kell adnia a képlet pontos elhelyezkedésére, méretére (33). Lényeges, szerkezete, belső felszínének megítélése



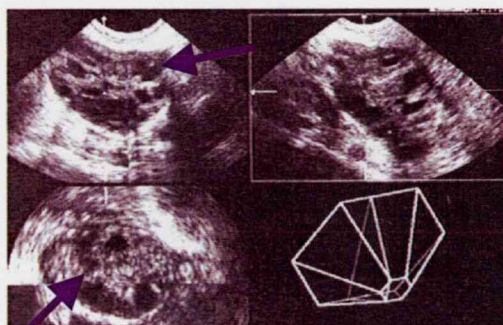
73. ábra
*Jól látszik a
belső felületén
kiemelkedő
papillaris képlet*

mely döntően befolyásolhatja a további tennivalókat. A 3 D módszerrel lehetőség van a képletek mind külső felszíni mind belfelületének rekonstruálására mely alapján eldönthető, hogy az elváltozás sima felszínű vagy papillaris szerkezetet mutató képlet (73-74. ábra). A



74. ábra
*Ovariális
tumor
endophyticus
növekedése*

morfológiai vizsgálati módszert kiegészítve az artéria ovaricak véráramlás mérésével nagy találati biztonságu eljárást kapunk az egyéb úton nehezen diagnosztizálható petefészekrákok esetében.

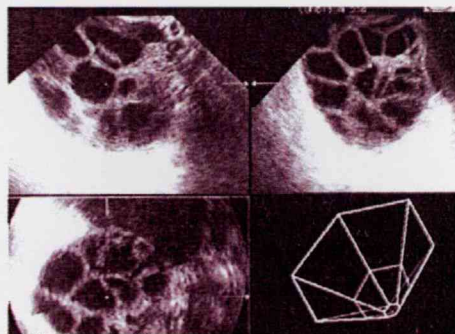


75. ábra PCO szindróma
A nyílak a kis cisztákat mutatják

Endokrinológiai kórképben is láthatunk ovariális cystákat, így polycystás ovárium szindrómában (PCO), ahol a hormonális és fizikális vizsgálatok eredményét mintegy megerősíti az ultrahanggal tapasztalt kép (75. ábra). A 3 D volumetria egyrészt az elektronikus tárolás adta lehetőségek, másrészt a pontosabb

volumenmérés alapján ad lehetőséget a kezelés eredményességnek nyomonkövetésére (59).

Az ovarium cysticus képleteinek mérése nagy fontossággal bír továbbá az infertilitás kezelése kapcsán végzett tüszőérlelő terápia ellenőrzésekor, amikor a stimuláció hatására bekövetkező folliculus növekedés változásait objektív módon lehet nyomon követni az endometrium növekedésének egyidejű vizsgálatával (76 ábra). A pontos folliculáris ciklus



**76. ábra Follikulus stimulált
ovárium. Számos tüsző
ábrázolódik**

monitorizálás az infertilitás kezelésének eredményességét lényegesen javítja (35).

4.2.2.2 Petevezeték

A petevezetők vizsgálata igen fontos az infertilis betegnél, hiszen a női infertilitás hátterében az esetek 25-40%-ban a kürt valamilyen megbetegedése áll. Az esetek döntő többségében megelőző infekció illetve endometriosis okozta elzáródásról van szó. A kürtök vizsgálatára szokásos módszerként szintén a már korábban említett hysterosalpingográfiát használják, mely jól ábrázolja a kürtöket, de jódos kontrasztanyag és rtg sugár expozíció mellett (60).

Lehetőség van a kürtök átjárhatóságának vizsgálatára transcervicalisan adott fiziológiás sóoldat color Dopplerrel történő áramlás kimutatására, illetve az utóbbi időben echókontraszt anyagok adásával is lehet vizsgálni a kürtök átjárhatóságát mind 2 mind 3 D módszerrel.

5 A 3 D ultrahangtechnika diagnosztikus jelentősége a saját klinikai gyakorlatban

A korábban ismertetett módszer diagnosztikus segítségéről és előnyeiről nemcsak külföldi szerzők véleménye alapján kellett képet alkotnunk. 1996 óta Magyarországon - szülészeti intézményben elsőként - a SZOTE Szülészeti és Nőgyógyászati Klinikáján - rendelkezésre áll egy Kreztechnik Combison 530 3 D ultrahangkészülék. A napi rutinvizsgálatok végzése kapcsán több alkalommal kerültünk olyan helyzetbe, ahol a hagyományos 2 dimenziós eljárással nem-, vagy nem egyértelműen lehetett diagnózist alkotni. A 3 D rekonstrukció illetve a három alapmetszet mód együttes vizsgálatának alkalmazása segített a problémát megoldani.

Saját vizsgálati anyagunkból, a 3 éves vizsgálati idő, mely megközelítőleg 3000 beteg vizsgálatát jelentette, mutatok be néhány esetet, ahol az új módszer alkalmazásával jutottunk a diagnózishoz.

5.1 Placentáris hár vizsgálata

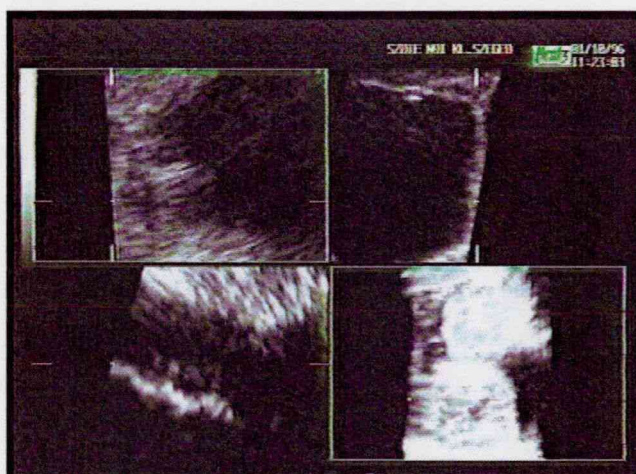
Vizsgálatra a küldtek a Klinika Ultrahang laboratóriumába egy 24 éves, a 28. gestatios héten lévő gravidát, akinél rutin ultrahang vizsgálat alkalmával a terhességi kornak megfelelő magzati méretek mellett, az uterus ürét kettéosztó kb. 1 cm vastag húrszerű képződményt figyeltek meg (77.ábra). A vizsgálatra a hár 2 D képét is küldték.



77. ábra A húr 2 D képe. A képen látható hogy a hagyományos eljárással a húrszerűen ábrázolódó képlet az uterus ürét kettéosztja

A vizsgálat kapcsán, melyet mi is minden esetben a konvencionális 2 D módon kezdünk, a leírt képletet mely az amnionűr szélétől nem

messze helyezkedett el megtaláltuk. A 3 D vizsgálat és rekonstrukció igazolta, hogy

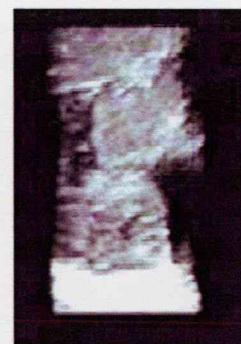


78. ábra A húr 3 alpmetszeti és rekonstruált képe. Csak a 3 D rekonstrukciónál ismerhető fel a cotyledo szerkezete

a képlet nem más, mint az azon oldalon tapadó placentának egy rendellenesen elhelyezkedő cotyledoja, mely a 2 D képen az uterus ürt megosztani látszik (78.ábra).

A rekonstruált 3 D

képen határozottan látható, hogy a jelzett



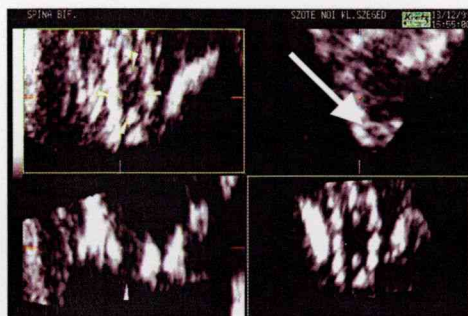
79. ábra A kérdéses húr rekonstruált képe, A placentáris szerkezet egyértelműen felismerhető

terület a placentához tartozik (79.ábra). A szülést követően a placenta vizsgálata a diagnózist megerősítette.

A placentaris húr diagnózisának jelentősége az esetleges társuló fejlődési rendellenességek kiszűrésében, illetve az amnion szalagok által okozott végtaglefűződések időbeni felismerésében van.

5.2 Spina bifida inaperta diagnózisának megerősítése

Vizsgáltunk egy 34 éves (G IV, P II) 20 hetes gravidát, akinél a hagyományos



**80. ábra Spina bifida.
Az elváltozás a 3 D képen
egyértelműen látható**

ultrahangvizsgálat a II trimeszterbeli genetikai vizsgálat kapcsán a sacralis gerinc ellenőrzését kérték. Az első vizsgálat kapcsán frontális metszetben vizsgálva a sacralis gerincszakaszon kiszélesedés volt látható, de sagitalis metszetben a gerinc vonala és a hát bőre is ép volt. Az alfa-fetoprotein értéke 68 nmol/l nem esett a kóros

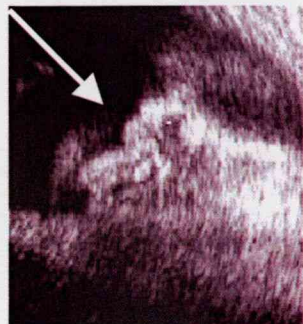
tartományba.

3 D móddal vizsgálva látható volt hogy a sagitalis metszetben eltérés nem látható, ám a transzverzális síkban melyet másképp nem lehet ábrázolni, csigolyáról csigolyára haladva látható volt, hogy a szakrális szakaszon kb. 2 cm hosszan a csigolyatestek megnyíltak (80 ábra).

A terhességet genetikai indikáció alapján az asszony kérésére megszakítottuk, és a morfológiai eltérés az Uh-vizsgálati leletnek megfelelő volt.

A megszületett gyermek fejlődési rendellenessége a család számára súlyos tragédia ezért lehetőség szerint mindent el kell követni a mihamarabbi felismeréséért.

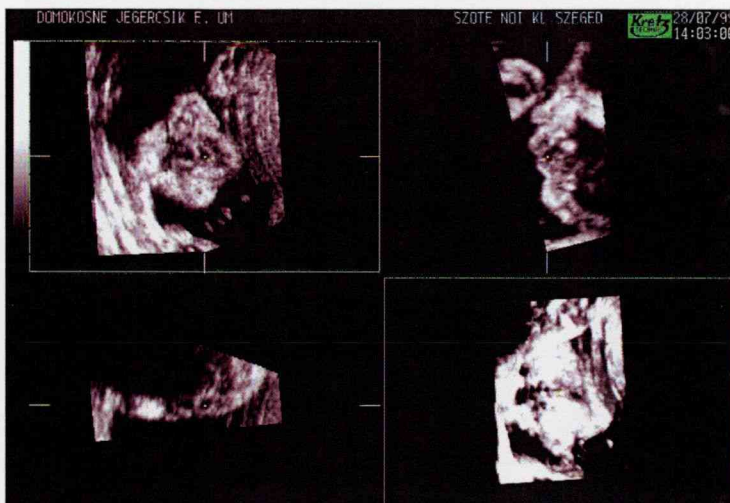
5.3 Feltételezett ajakhasadék kizárása



**81. ábra Ajakhasadék
gyanúja a nyíllal jelzett
részen a 2 D képen**

Távolabbi kórházból érkezett vizsgálatra egy 26 éves (G II, P I) grvida a 33. terhességi héten. Előző terhességéből született gyermekének nyúlajka volt. Egyebekben

a gyermek egészséges, más problémát nem találtak. A rutin vizsgálat kapcsán a magzat arca, és az ajak nehezen volt látótérbe hozható. Az utolsó vizsgálat alkalmával a kismértékű ajakhasadékot nem tudták a jelen terhességnél kizárni (81. ábra).



82. ábra Az arc rekonstrukciója. Az ép ajkak egyértelműen megítélhetők

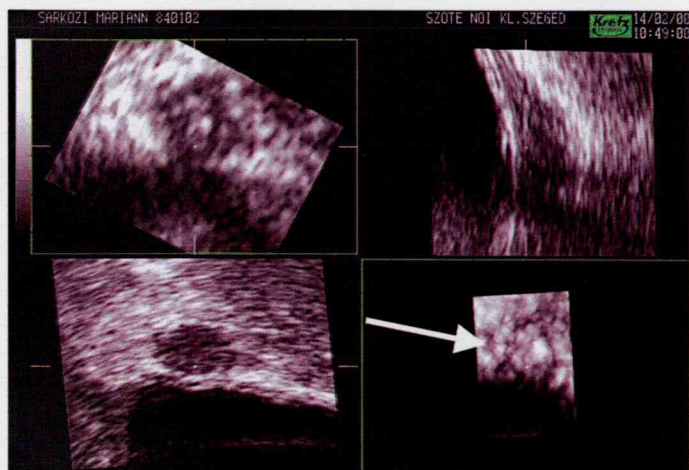
A 3 D rekonstrukciót követően, mely

az arc és az uterusfal közötti relatíve kevesebb magzatvíz miatt nem volt egyszerű, a magzat ajkát jól lehetett ábrázolni, mely teljesen ép volt. A gravida megnyugodva távozott, és a szülést követően a vizsgálati leletet megerősítette (82 ábra).

A módszer lehetőséget adott a gravida megnyugtatóására, félelmeinek eloszlatására és így a szülést nyugodtan várta.

5.4 Turner szindróma megerősítése

Egy 10 éves kislányt küldtek vizsgálatra a gyermeknőgyógyászatról, ahol a



83. ábra Turner szindróma A 3 metszetben az uterus helyén lévő vékony kötőszövetes csík ábrázolódik

morfológiai jelek alapján felmerült a Turner szindróma lehetősége. A konvencionális 2 D technikával a kismédencében tájékozódni nem lehetett, és a vizsgálati kép diagnózis felállítására alkalmatlan volt. Hüvelyi vizsgálat lett volna

javasolt, ami a kislány kora miatt természetesen nem volt kivitelezhető.

Telt hólyag mellett végzett, transabdominális 3 D rekonstrukcióval viszont a kismedence jól ábrázolható volt. Az uterus és az adnexumok helyén csupán egy néhány mm-es kötőszövetes csík volt látható (83.ábra).

A későbbiekben elvégzett karyotipizálás a leletet megerősítette.

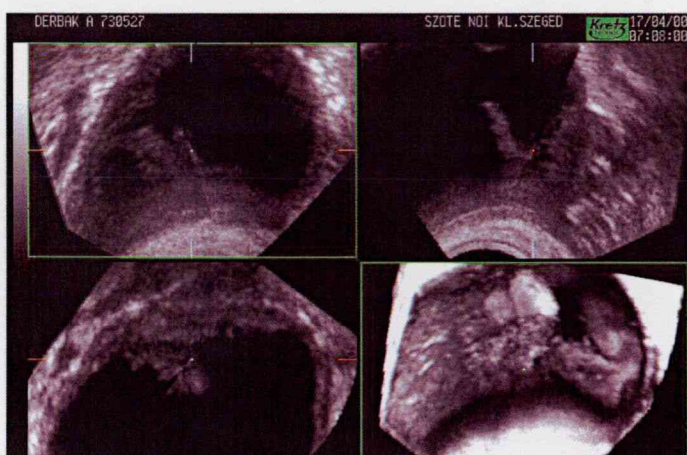
5.5 Ovariális tumor gyanújának elvetése a 3 D segítségével



84. ábra Az elváltozás 2 D képe. A vastag fal és a bennék felvetheti a malignitás gyanúját

Belgyógyászati osztályról vettünk át egy 48 éves beteget alhasi fájdalom, nagyobb fogyás miatt. Belgyógyászok az elvégzett irrigoszkópia és hasi UH alapján felvetették kismedencei térszűkítő folyamat lehetőségét. Az elkészült áttekintő hasi CT egy 5x8 cm-es vegyes szerkezetű képletet írt le az uterus jo-án,

ovarialis tumornak vélelmezve az esetet. A 2 D ultrahang vizsgálat a CT eredményét alátámasztotta a vegyes echójú képlet elhelyezkedését, megerősítette szorosan az uterus mellett, de attól elkülönülve (84.ábra). Az, ezt követően elvégzett 3 D vizsgálat viszont igazolta, hogy a



85. ábra A képlet 3 D vizsgálata dermoid tömlőt valószínűsített

hagyományos módon nem ábrázolható síkban látható, hogy a képlet belsejében a dermoid tömlőkre jellemző szerkezet ábrázolódik (85. ábra).

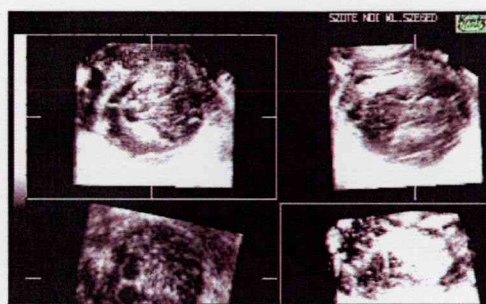
Az elvégzett műtét a leletet megerősítette. A histológiai vizsgálat a dermoid tömlőt igazolta.

5.6 Solid ovarialis képlet véleményezése

Radiológiai UH vizsgálatot követően kértek konzíliumot egy 34 éves nőbeteg esetében, akinek a baloldali ováriumának megfelelően egy 12x14 mm-es echódús szolid képletet láttak. A beteg tünet és panaszmentes volt. Az elvégzett 2 D UH vizsgálati



86. ábra A 2 D kép ovarialis tumor gyanúját veti fel



87. ábra A képlet 3 D képe a dermoid tömlő lehetőségét igazolta

lelet megegyezett, és nem lehetett egyértelműen eldönteni, hogy az ovárium szövetében illetve az ovárium felszínén helyezkedik el a képlet (86.ábra). A 3 D rekonstrukciót követően láthatóvá vált, hogy egy relatíve vastagabb fallal körülvelt sűrű bennéket tartalmazó képletről van szó, mely szabályos gömb formájú, a tokján kívül

sehova nem terjedő az ováriumban elhelyezkedő tömlő (87.ábra). A fal illetve a bennék echogeitása alapján nagy valószínűséggel dermoid tömlő.

Laparotómiát végeztünk és a képletet rezekáltuk. A szövettan a dermoid tömlőt megerősítette.

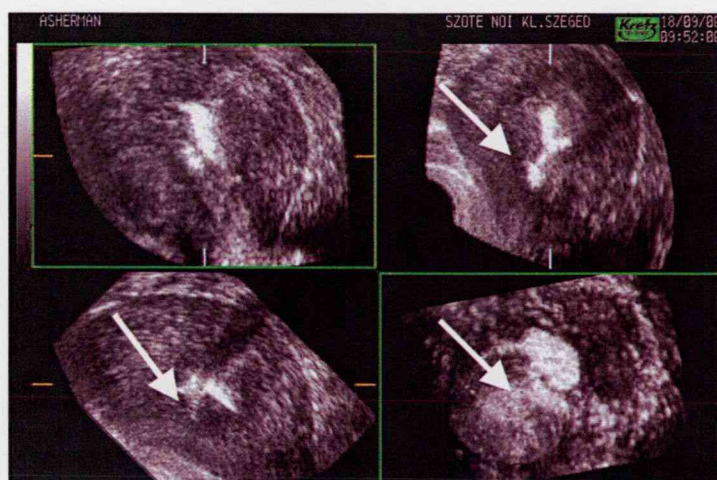
5.7 Asherman szindróma ultrahang diagnózisa

A méh belfelszínének összetapadása az endometrium gyulladása sérülése következtében alakul ki, leggyakrabban méhűri beavatkozást követően. Ez a későbbiekben oligo-, hypo-, és dysmenorrhoeát illetve szekunder amenorrhoeát okozhat, a fertilitási képesség egyidejű elvesztésével.

Egy 36 éves nőbeteg terhesség megszakítást követően jelentkezett alhasi panaszokkal melyek, az anamnézis ismeretében felvetették az Asherman szindróma lehetőségét. A konvencionális ultrahang vizsgálat kóros eltérést nem igazolt. Az elvégzett transvaginalis 3 D ultrahangvizsgálat azonban az uterus űr feltöltése nélkül jól ábrázolta az endometrium hiányát illetve az összetapadás mértékét (88. ábra). A diagnózist megerősítette az elvégzett histerosalpingographiás vizsgálat, mely az

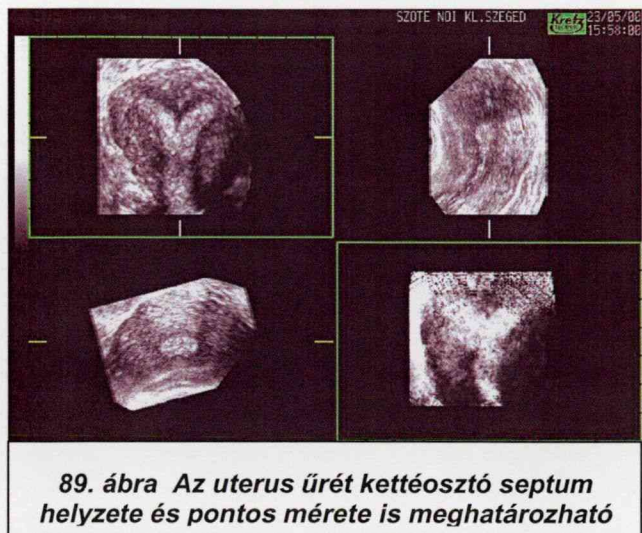
uterus űr összetapadását hasonlóképp ábrázolta.

A módszer arra is lehetőséget nyújtott, hogy a kezdeti leleteket archiválva, és a beteget nyomon követve a gyógyulási folyamatot, az endometrium regenerációját pontosan meg lehetett ítélni, a beteg további sugárexpozíciója nélkül



88. ábra Asherman szindróma. Az összetapadás helye és mértéke pontosan megítélhető

5.8 Infertilitást okozó uterus septum diagnózisa



89. ábra Az uterus ürét kettéosztó septum helyzete és pontos mérete is meghatározható

A méh kismértékű, hagyományos vizsgálattal nem diagnosztizálható fejlődési rendellenességei szerepelnek az infertilitás egyik lehetséges okaként. Egy 36 éves nő, aki megelőző sikertelen kezeléseket követően két alkalommal in vitro fertilizáción esett át, és mindkét

esetben embryotransfer is történt, a terhesség igen korai időszakában megszakadt. Így felmerült a méh esetleges anatómiai eltérésének lehetősége. A korábbról meglévő hysterosalpingographiás leleten az uterus enyhe arcualtságát leírták, de egyéb kórosat nem találtak. Az elvégzett 3 D ultrahang vizsgálat az uterus ürében a középvonalban a belfelszínt kettéosztó septumot igazolt, mely az infertilitás okaként szerepelhetett. A septum kiterjedése illetve az uterus külső felszínének épsége egyaránt megállapítható volt, így az elváltozás hysteroscopos eltávolításra alkalmasnak látszott (89. ábra). Az elvégzett hysteroscopia az ultrahanggal megállapított képet megerősítette, és a septumot resecaltuk.

6 3 dimenziós volumenben végzett térfogatmérés

Az ultrahang diagnosztikában a morfológiai ábrázolások mellett a vizsgált objektumok pontos méreteinek meghatározása legalább akkora fontossággal bír. A hagyományos kétdimenziós technikának hátránya, hogy mérést csak a képernyőn látható síkban lehet végezni, így a térbeli meghatározások kapcsán ez csak a vizsgálófej elmozdításával lehetséges (50,55). Ez számos hibát rejt magában. Ezek a hibák fokozódhatnak, ha nem hossz-, hanem térfogat meghatározásokat kívánunk végezni (55). A 3 dimenziós ultrahang technika lehetővé teszi a leképezett volumenben való szabad tájékozódást, és egyszerűvé teszi a térfogat meghatározását is (50,57,58). Az irodalomban számos adat utal erre az előnyre a konvencionális 2 dimenziós technikával szemben (57,59). A transabdominális és transvaginális úton végzett térfogatmérésnek igen nagy a klinikai jelentősége a szülészeti-nőgyógyászati terápiai döntések, illetve diagnózisok meghozatalánál (55). A térfogatváltozás nyomon követése bizonyos esetekben például egy malignus folyamat esetében döntő fontossággal bír a folyamat progressziójának megítélésében, vagy az újabb irodalmi adatok esetében korrelációt találtak az ováriumok mérete és a hormonális eltérések (PCO) között (60). Fontos lehet egy tumor növekedésének vizsgálatánál, a terápia hatásosságának megállapításánál, de fontos a magzat méhen belüli növekedésének ellenőrzésénél, illetve a magzati tüdőérettség, tüdővolumen meghatározáson alapuló vizsgálatánál (57).

A hagyományos 2 D technikánál a térfogatmérés csupán a felszíni kép ellipszis terület kiszámításán alapul melyet beszoroztak az objektum magasságával. Ez természetesen bizonyos hibaszázalékot rejtett magában és nagymértékben függött

az objektum szabályos körvonalítól. Amennyiben az objektum szabálytalan alakú volt a hagyományos úton kalkulált térfogat akár 40-50 %-kal is eltérhetett az objektum valós térfogatától. A 3 D vizsgálatok kapcsán ez csaknem teljesen kiküszöbölhető, tekintettel arra, hogy a térfogat-meghatározásra váró objektum körvonalait szabadon, az objektum formájához igazodva, annak felszíni kontúráját pontosan követve lehet megadni (63). A vizsgálati objektumot a hosszirányú tengelyére fordítva a 3 ortogonális síkot felhasználva az objektum szélétől a másik széléig haladva szeletenként leképezhető a körfogat, és a gép a volumen kalkulációs beépített szoftver segítségével a vizsgált objektum szélessége alapján meghatározza a térfogatot. Az így kapott volumen meghatározás a korábbi értékeknél lényegesen pontosabbnak bizonyult. Az irodalmi adatok több in vitro elvégzett vizsgálatról számolnak be, ám viszonylag kevés adatot lehet találni az in vivo végzett mérése ellenőrzéséről.

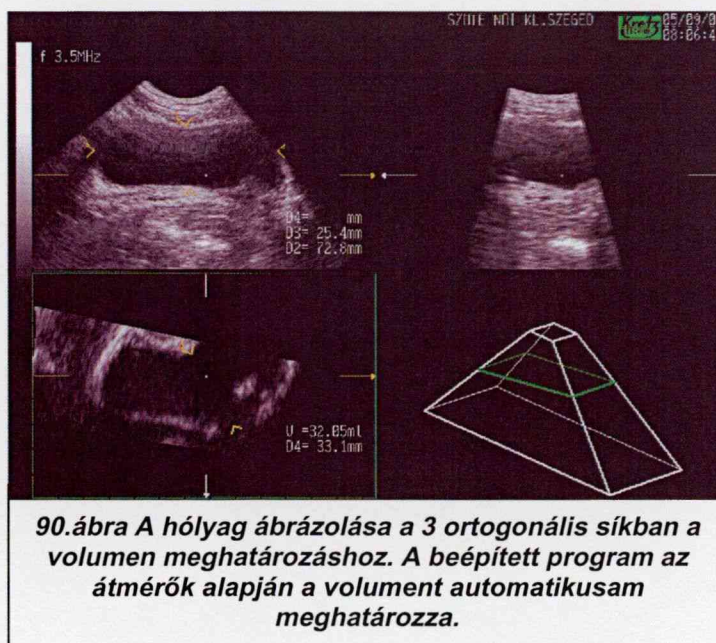
Ezért határoztam el, hogy a 3 dimenziós volumetriás mérések in vivo jól elvégezhető ellenőrzését választom vizsgálatom első lépésének, mely felvilágosítást nyújt mind szabályos mind szabálytalan geometriai formák volumen meghatározása esetében. Vizsgálatom második részében, arra kívántam választ kapni, hogy az endometrium vastagságának változása, -melyet számos szerző szerint az endometrium volumenével sokkal pontosabban lehet jellemezni- jelent-e prognosztikus segítséget az infertilitás kezelésében.

6.1 Mérések szabályos geometriai formák esetében - hólyag residaulis volumenének meghatározása

Vizsgálatomban arra kívántam választ kapni, hogy egy korszerű, egyszerűen kivitelezhető és méréssel, a 3 dimenziós ultrahang volumetria segítségével, milyen pontossággal lehet meghatározni egy szabályos geometriai forma esetében - mint a hólyag - a térfogatot, azaz a benne lévő vizelet mennyiségét TVT[®] (Tension-free vaginal tape, Johnson&Johnson) műtétek után. A TVT egy korszerű, az anti-inkontinencia műtétek közé tartozó, műtéti technika, mely, a női stressz-inkontinencia gyógykezelésre szolgál, s talán az egyik legeredményesebbnek tartható eljárás a sling-műtétek csoportjában (66). Az eljárás sikerességének fontos jellemzője a vizelettartási képesség mellett a műtét utáni jó hólyagürülés megléte, melyet a reziduális vizelet mennyiségével lehet jellemezni (67). Ennek meghatározása korábban pontosan csak katéterezéssel volt lehetséges. Az új módszer lehetővé teszi a pontos, non-ivazív és a változásokat érzékenyen nyomon követő vizsgálatokat.

6.1.1 Anyag és módszer

Vizsgálatom első részében 26, műtét miatt állandó katéter felhelyezése előtt álló beteg ultrahangvizsgálatát végeztük el Kretztechnik Combison 530 ultrahangkészülékkel (Kretztechnik Zipf Ausztria). A méréseket 3,5 MHz-es



transabdominalis 3 D vizsgálófejjel végeztük. A vizsgálatok kapcsán a hólyagot ábrázoltam, úgy, hogy a leképezett volumen a hólyag teljes képét tartalmazza (90 ábra). A beteg számára a vizsgálat csupán néhány másodpercet – az akvizíciós időt jelentette. A leképezett volument Iomega Jazz-drive-on tároltuk, majd ezek alapján meghatároztam a hólyag volumenét a gép szoftverében lévő program segítségével a 3 ortogonális síkban mért átmérők alapján. A mérési eredményeket összehasonlítottam a közvetlenül a vizsgálat után felhelyezett állandó katéteren lebocsátott vizelet mennyiségével.

Ezt követően 11, stressz-inkontinencia miatt TVT műtéten átesett beteg esetében végeztem a fenti módon a hólyag volumenének meghatározását, valamint telt hólyag mellett volumen meghatározást és a vizeletürítéskor mért vizelet mennyiségének ellenőrzését.

A vizsgálati eredményeket Pearson-féle korrelációs analízissel elemeztük. A számításokat SSPS for Windows programmal készítettük.

6.1.2 Eredmények

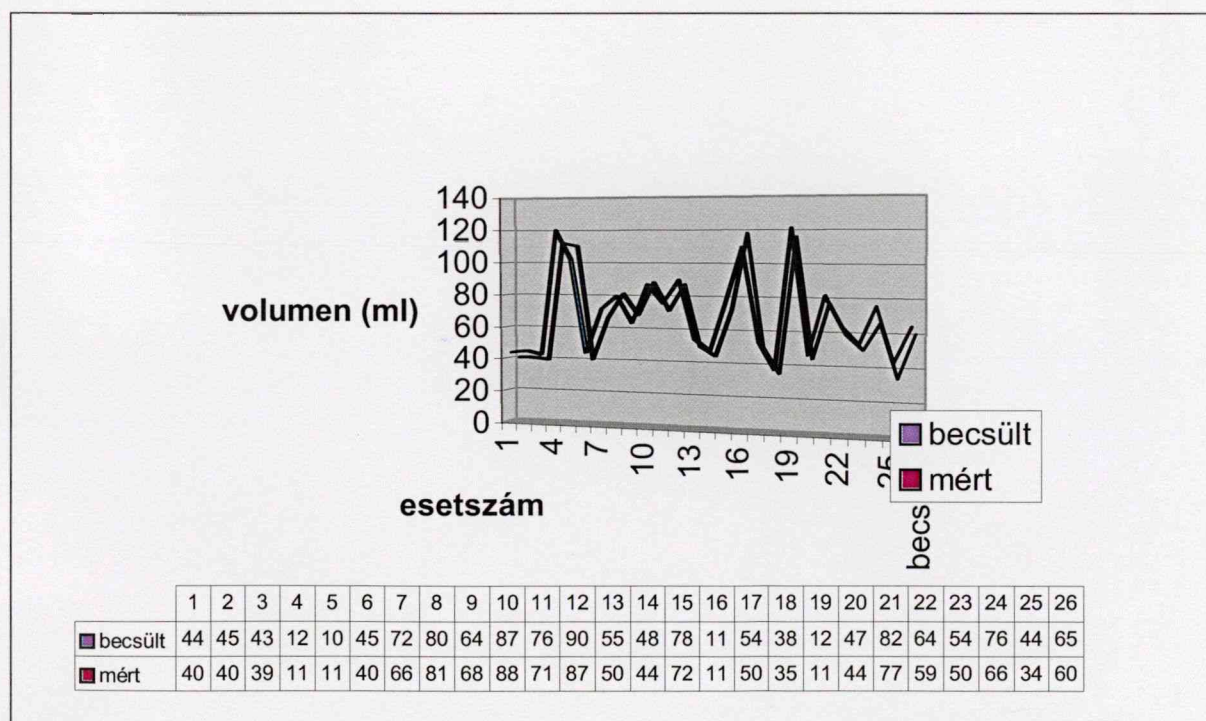
Összesen 37 beteg hólyagvolumenének meghatározása történt. 26 esetben a módszer alkalmazhatóságának ellenőrzését végeztük a becsült és a lebocsátott hólyagvolumen értékeinek összehasonlításával, míg 11 esetben a hólyagvolumen meghatározása a TVT műtét után történt. A vizsgálatot minden esetben egyszerűen el lehetett végezni, a hólyag volumenének leképezése mindkét csoportban sikeres volt. A mérés hitelességének vizsgálatára szolgáló 26 fős csoportban a becsült értékek esetében az átlagos volumen ($\pm 2SD$) $69,384 \pm 24.83$ ml volt, míg a mérések esetében $66,038 \pm 26,195$ ml-nek bizonyult. Az adatokat az 1. táblázatban összesítettük.

	<i>mért (cm³)</i> <i>(n=35)</i>	<i>UH-val becsült (cm³)</i> <i>(n=35)</i>
átlag	66,038 ± 26,195	69,384 ±24.83
legkisebb	38	35
legnagyobb	116	121

1 táblázat Az ultrahanggal becsült és az állandó katéter felhelyezését követően mért hólyagtérfogatok összehasonlítása (n=26)

Az eredményeket grafikusán is ábrázoltuk (1 grafikon). Pearson-féle. korrelációs analízist végeztünk, melynél a 0,986 korrelációs érték a módszer megbízhatóságát igazolta.

A TVT műtétek esetében minden műtét sikeres és szövődmenymentes volt. A reziduális volumen minden esetben az 50 ml-es értékhatár alatt volt. A vizeletürítés előtt becsült és az



1.grafikon A becsült és a mért hólyagvolumenek eltéréseinek grafikus ábrázolása (n=26)

ürített vizelet mennyiségének különbsége egy esetben sem haladta meg a 10%-os értékkülönbséget. A becsült és a mért értékeket a 2 táblázatban foglaltuk össze

Esetek (n=11)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
UH val becsült	86	110	87	90	68	88	94	78	90	114	102
Ürített	90	100	82	95	50	80	90	80	90	100	100
Reziduális	0	10	0	0	15	20	10	0	0	30	10

2.táblázat A TVT műtétek után telt hólyag mellett UH-val becsült és az azt követően ürített, valamint a reziduális hólyagvolumenek megoszlása (n=11)

6.1.3 Megbeszélés

Az in vivo elvégezhető térfogat meghatározások nagy jelentőséggel bírnak a medicinában (33,50,63). A képalkotó eljárások közül talán egyedül az MRI vizsgálatok nyújtanak hasonló pontosságú lehetőségeket a volumenmérésekre, mint a 3 dimenziós ultrahang, ám az eljárás fajlagos költsége, és technikai igénye lényegesen nagyobb (62). A 3 dimenziós technika kiküszöbölve a konvencionális ultrahang relatíve nagyobb tévedési lehetőségeit, lehetőséget nyújt nagy pontosságú, jól reprodukálható térfogatmérések elvégzésére, mely a beteg számára nem megterhelő, rövid idő alatt kivitelezhető (31,33,55). A módszer jól használható a hólyagvolumen meghatározására is, mely korábban csak invazív módon, vagy csak lényegesen nagyobb költséggel volt kivitelezhető. A TVT műtét, mely jelentős módszer a stressz-inkontinencia megoldásában, relatíve a kisebb megterhelésű, minimál -invazív eljárások közé tartozik (66,67). A módszer sikerességének

ellenőrzésére alkalmazott 3 dimenziós ultrahangtechnikán alapuló reziduális hólyagvolumen mérése jól alkalmazható, megbízható eljárás, mely a beteg számára sem megterhelő és a műtéti eredmény egyszerűen ellenőrizhető.

6.2 Térfogatmérések szabálytalan geometriai formák – uterus esetében

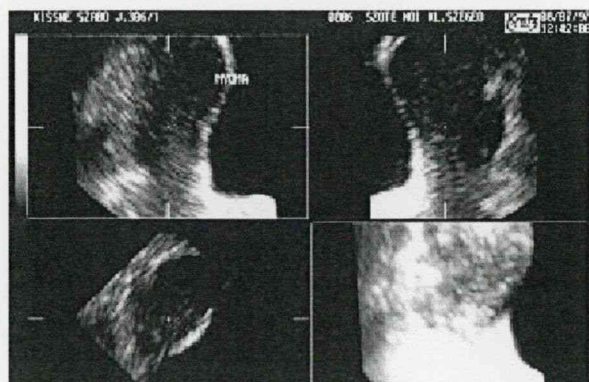
A hagyományos 2 D technikánál a térfogatmérés csupán a felszíni kép ellipszis terület kiszámításán alapul melyet beszoroztak az objektum magasságával. Ez természetesen bizonyos hibaszázalékot rejtett magában és nagymértékben függött az objektum szabályos körvonalitól. Amennyiben az objektum szabálytalan alakú volt a hagyományos úton kalkulált térfogat akár 40-50 %-kal is eltérhetett az objektum valós térfogatától. A 3 D vizsgálatok kapcsán ez csaknem teljesen kiküszöbölhető, tekintettel arra, hogy a térfogat-meghatározásra váró objektum körvonalait szabadon, az objektum formájához igazodva, annak felszíni kontúráját pontosan követve lehet megadni (63). A vizsgálati objektumot a hosszirányú tengelyére fordítva a 3 ortogonális síkot felhasználva az objektum szélétől a másik széléig haladva szeletenként leképezhető a körfogat, és a gép a volumen kalkulációs beépített szoftver segítségével a vizsgált objektum szélessége alapján meghatározza a térfogatot. Az így kapott volumen meghatározás a korábbi értékeknél lényegesen pontosabbnak bizonyult. Az irodalmi adatok több in vitro elvégzett vizsgálatról számolnak be, ám viszonylag kevés adatot lehet találni az in vivo végzett mérések ellenőrzéséről (58,59,64.) Arra kívántam vizsgálatomban választ kapni, hogy nem szabályos geometriai formák esetében milyen megbízható módszer a 3 dimenziós voumen meghatározás.

Ezért választottam a hysterectomia előtt álló nők uterus térfogatának meghatározá-

sát, majd a műtétet követő volumen kontrollt, mint in vivo végezhető módszert.

6.2.1 Anyag és módszer

SZOTE Női Klinikáján prospektív módon, 35 hysterectomia előtt álló nőbeteg 3 D ultrahangvizsgálatát végeztem el a műtét előtti napon Kretztechnik COMBISON 530 3 D ultrahangkészülékkel. A vizsgálatokat 3,5 MHZ volumetriás transabdominalis



91. ábra Az uterus 3 alapmentszeti képe. A volumenmérés a sagittalis sík alapján vezetett frontális síkok körberajzolásával történik.

fejjel végeztem.

A gép szoftverében lévő teljes sík (full planar) módszeren alapuló térfogatmérési programmal a 3 síkban történt méréseken alapulva meghatároztam az uterusok térfogatát az adnexumok nélkül (91.ábra). Ez a leképezett volumenben a frontális metszeti síkban az uterus kontúrjának

körberajzolását jelentette, melyet a sagittalis síkbeli metszeten vezetve számos alkalommal megismételtem a hosszirányú metszet egyik szélétől a másikig. A beépített computer program az objektum térfogatát automatikusan kiszámította. A mérési eredményeket illetve a teljes térfogatot IOMEGA Jazz drive-on tároltam. Ezt követően a műtéti készítmények - természetesen ez esetben is az adnexumok nélkül - térfogatát határoztam meg egyszerű módszer, az általuk kiszorított víz mennyiségének megmérése alapján. A számított és a mért eredményeket összehasonlítottam.

6.2.2 Eredmények

A műtét előtt álló betegek átlagéletkora 45,7 ($\pm 4,7$) év volt. A műtéti indikáció a 21 esetben myoma, míg 9 esetben endometrium neoplasia, míg 5 esetben vérzészavar ill., egyéb ok volt. Az átlagos becsült térfogat 231,43 ml míg a méréssel meghatározott térfogatok átlaga 227 ml-nek bizonyult. A legkisebb becsült illetve mért volumen 45 és 43 ml volt, míg a legnagyobb 566 ml illetve 572 volt. Az ultrahang vizsgálattal becsült, és a műtétet követően mért uterus térfogatok megoszlását a 3. táblázatban foglaltam össze:

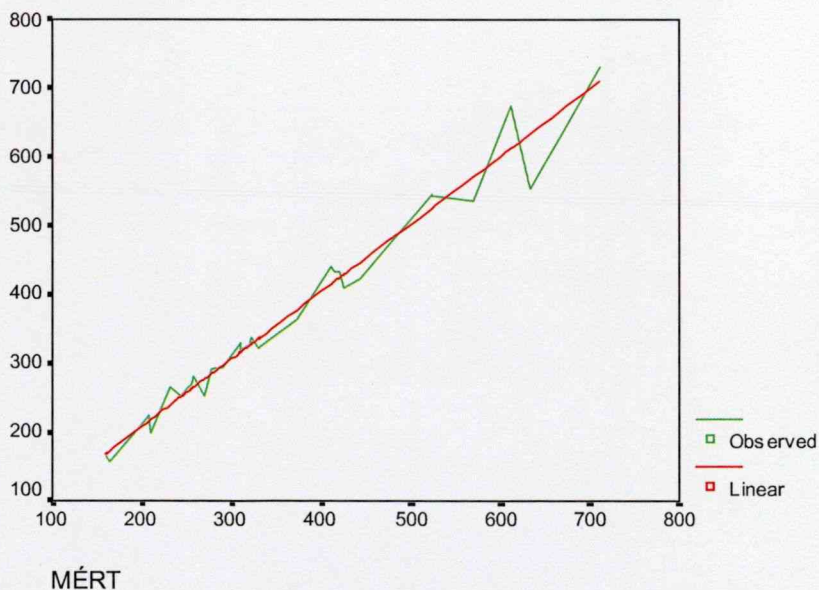
	<i>mért (cm³)</i>	<i>UH-val becsült (cm³)</i>
átlag	231,43	227
egkisebb	45	43
legnagyobb	566	572

3. táblázat Az ultrahanggal becsült és a műtétet követően mért térfogatok összehasonlítása (n=35)

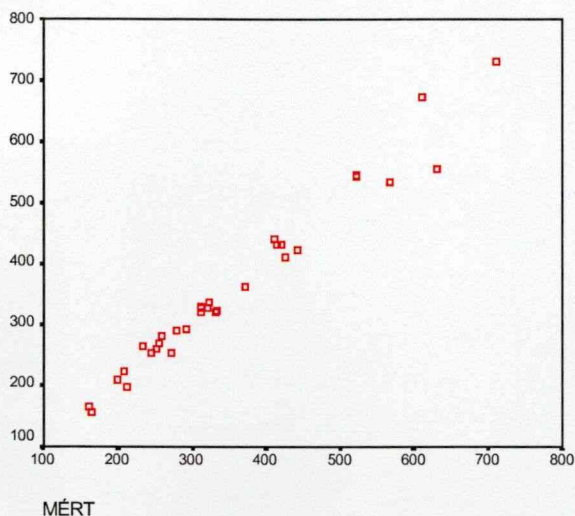
A részletes összehasonlítást a teljes beteganyag vonatkozásában a 2. grafikon szemlélteti. A statisztikai analízist a lineáris regressziós egyenes vizsgálatával az SSPS for Windows programmal végeztük. Az R

érték 0.98 volt.

BECSÜLT



2 grafikon A valós uterus volumenek és az ultrahanggal becsült adatok lineáris regressziójának grafikus összehasonlítása (n=35). Az R érték 0.98 volt ami a két változó jó korrelációját mutatta.



3.grafikon A becsült és a mért értékek szóródásának ábrázolása (n=35)

A mért és a becsült adatok szóródását elemezve megállapítható, hogy a módszer a vizsgált csoporton belüli mért és becsült értékeknél nagy pontosságot mutatott (3.grafikon).

6.2.3 Megbeszélés

Az ultrahang diagnosztikában a mennyiségi változók meghatározás legalább olyan fontossággal bír, mint a morfológiai eltérések megjelenítése (55). A radiológiában az MRI és a komputer tomográfia bevezetése megteremtette a volumenmérés lehetőségét, azonban ezek meglehetősen drága és időigényes eljárások, melyek a beteg számára is nagyobb megterhelést jelentenek (62).

A matematikailag jól modellezhető szabályos geometriai formák mellett sokkal gyakrabban kell szabálytalan formák térfogatát meghatározni. Ezek az egyszerű képlettel nem leírható formák esetében is megfelelő biztonságú térfogat meghatározást tesz lehetővé a 3 dimenziós technika

6.3 Az endometrium volumen meghatározásának jelentősége az infertilitás kezelésében

Az asszisztált reprodukció esetében a méh belfelszínének az endometrium vastagságának meghatározása döntő fontossággal bír az eljárás sikerességében (68). A képalkotó eljárások közül az MRI technika mellett az ultrahangvizsgálat alkalmas az uterus vizsgálatára (62,69). A korszerű 3 dimenziós ultrahang technika non-invazív módon lehetőséget ad a méh belfelszínének ábrázolására, valamint jól reprodukálhatóan nyomon követhető az endometrium változása mely legjobban a teljes endometrium volumenének meghatározásával jellemezhető (31,70,72). A módszer lehetővé teszi az adatok elektronikus úton történő tárolását és összevetését. Az irodalomban több közlemény foglalkozik az IVF kapcsán vizsgált endometrium változásaival és teherbeesés arányával (72,75). A szerzők egy része szoros összefüggést talált az endometrium vastagságának változása és a sikeres teherbeesések száma között, míg más tanulmányok korrelációt nem találtak (76,77). Az irodalmi adatok áttekintése kapcsán arteficiális inszeminációra vonatkozó adatokat nem találtunk. A vizsgálat célja volt, hogy arteficiális inszemináció kapcsán milyen diagnosztikus segítséget jelent az endometrium volumen változásának nyomon követése.

6.3.1 Anyag és módszer

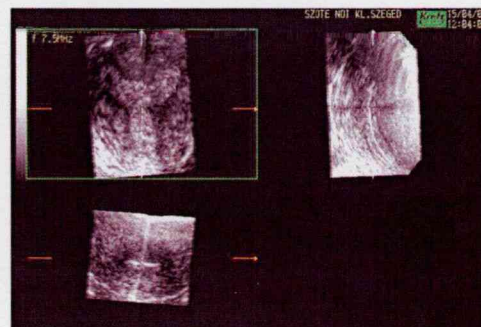
86 infertilitás miatt arteficiális inszeminációs kezelésre kerülő beteg prospektív vizsgálatát végeztük el indukált ováriális ciklusban. Minden beteg szuperovulációs kezelésben részesült az indukált ciklus 3. és 7. napja között 100 mg clomiphen citrát

és a ciklus 5, 7, 9, 11, 12. napján napi 150 NE gonadotropin (Merional Ibsa) adásával végeztük. A tüszőrepedés kiváltásához –19-20 mm-t elért tüsző esetében – 6000 NE HCG-t (Human Chorio-Gonadotropint, Choriogonin Richter) használtunk. A módszert a korábban már Szöllősi és mtsai. Által ismertetett módon végeztük (78). Ultrahang monitorizálást a ciklus 10. napjától kezdve naponta végeztünk transzvaginális 7,5 Mhz 3- dimenziós vizsgálófejjel Kretztechnik Combison 530 ultrahangkészülékkel (Kretztechnik, Zipf Ausztria.). A mérések során az ováriumok domináns follikulusának mérete és az endometrium vastagságának illetve térfogatának meghatározása történt. A vizsgálathoz a HCG adás napján mért endometrium volumen értékét vettük figyelembe. Az adatokat Iomega Jazz Drive-on tároltuk. A mérések minden esetben elvégezhetők voltak, az endometrium volumenének meghatározása sikeres volt. A méréseket az irodalomban is jól ismert módon kőmetsző helyzetben az uterus longitudinális metszetének ábrázolásával végeztük. Az endometrium volumenének meghatározásakor a vizsgálatot követően, az elektronikusan tárolt adatokat megjelenítve, az ultrahangkészülék szoftverében beépített, teljes sík (full planar) módszer alkalmazásával végeztük úgy, hogy az endometrium volumenét a frontális síkban vizsgálva számos metszetben annak kontúráját meghatározva a longitudinális metszeten az endo-myometrium határtól a másik oldali endo-myometrium határig folytatva. Az egyes mérések alapján kalkulált aktuális volumeneket a beépített computer program automatikusan meghatározta. Minden mérést 3 alkalommal végeztünk, a mérések eredményét átlagoltuk. Az adatokat SPSS for Windows statisztikai programmal elemeztük.

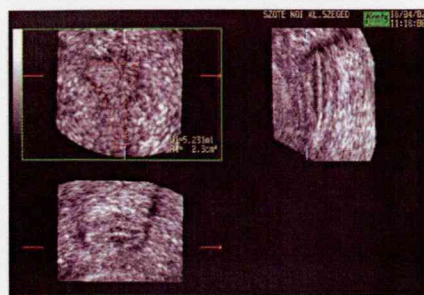
6.3.2 Eredmények

A vizsgált csoportban az

92.ábra A vizsgálat kapcsán felismert uterus septum.



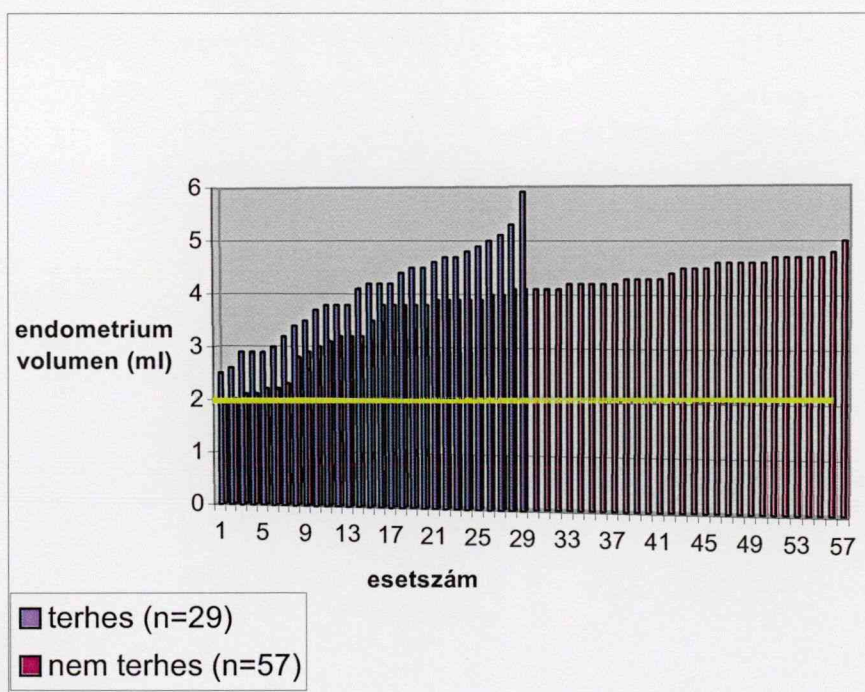
átlag életkor 26,3 év (21 – 36 év). A volumen meghatározások kapcsán két



93.ábra Az endometrium volumen mérése. A 3 alapsíkon jól meghatározható az endometrium kiterjedése

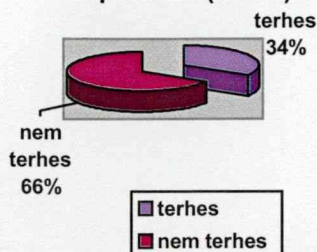
alkalommal találtunk uterus septumot, mely korábban nem volt ismert és a 3 dimenziós rekonstrukció kapcsán került felismerésre (92.ábra). Minden esetben sikeres volt az endometrium volumenének meghatározása, a terhes csoportban az endometrium térfogata 2,5 –5,9 ml között változott, míg a nem terhes csoportban 1,8- 5 ml közötti értékeket

találtunk. Az endometrium volumen mérését a 93. ábra szemlélteti. Az endometrium volumen változását a kezelést követő teherbeesések arányában hasonlítottuk össze. Az adatokat a 4. grafikonon foglaltuk össze.



4.grafikon Az endometrium volumenének változása a kezelés hatására teherbe esett és nem terhes csoportban. A sárga vonallal jelzett volumenérték alatt (1,99 ml) teherbeesés nem fordult elő

A terhességek aránya a vizsgálati csoportban (n=86)



5.grafikon A terhességek előfordulása a vizsgálati csoportban (n=86)

Az átlagos terhességi ráta 33,7% volt (5. grafikon). Az átlagos endometrium volumen 4,03791 ml a terhes csoportban és 3,8232 ml a nem terhes csoportban.

Az endometrium vastagsága mindkét csoportban nagy variációt mutatott 5,8 és

14,2 mm között.

Az adatokat 2 mintás T –próbával elemezve a vizsgált adatok alapján az endometrium volumene a terhes és nem terhes csoportok között szignifikáns különbséget nem mutatott ($p=0,32$). Azonban az eredmények azt mutatják, hogy az 1,99 ml-es endometrium volumen alatt – mint határérték – teherbeesés nem fordult elő ($n= 9$).

6.3.3 Megbeszélés

Több szerző, így Jurkovic és munkatársai, leírták a 3 dimenziós ultrahangtechnika jelentőségét a méh ürének és a myometrium ábrázolásának, mellyel felismerhetővé válnak a fejlődési rendellenességek (60,68). Azonban optimális eljárás az uterus receptivitására jelenleg még nem ismert. Néhány tanulmány leírja, hogy az endometrium vastagsága fontos jellemzője az asszisztált reprodukció, így az IVF sikerességének meghatározására, bár más tanulmányok nem találtak szoros összefüggést a teherbeesési rátának és az endometrium vastagságának változásában (75,76,77). Természetesen ezek a tanulmányok sem állítják, hogy az endometrium vastagságának nincs jelentősége az implantációban. Számos adat erősíti meg, hogy a 3 dimenziós technikán alapuló volumen meghatározás

érzékenyebben nagyobb precizitással és jobban reprodukálhatóan követi az endometrium változásait, mint a 2 dimenziós technikával végzett endometrium mérés (60). Saját eredményeink is ezt támasztják alá. A 3 dimenziós vizsgálat továbbá segítséget jelenthet olyan anomáliák felismerésében (septum, polyp, myoma) mely a teherbeesést befolyásolhatja (60,70). Több irodalmi adat, -mely nem talált közvetlen összefüggést az endometrium vastagságának változása és a terhességi ráta között- látszik inkább megegyezni saját eredményeinkkel, melyekben nem találtunk statisztikai összefüggést az endometrium volumenének nagysága és a teherbeesés aránya között (76,77). Ám fontos kiemelni, hogy módszer jelentős segítséget ad a felesleges inszeminációk elvégzésének kiküszöböléséhez, hiszen az 1,99 ml-es endometrium vastagság alatt az inszemináció elvégzése, annak sikertelensége miatt megkérdőjelezhető, s ezáltal jelentős költség takarítható meg. Az endometrium receptivitását befolyásoló egyéb tényezők meghatározására, és az inszeminációk sikerességének fokozására további vizsgálatok szükségesek.

7 Összefoglalás

A kétdimenziós ultrahang technika is ad lehetőséget térfogatmérésekre, ám a vizsgált volumen meghatározásának pontosságát és reprodukálhatóságát a síkonkénti külön vizsgálat nagymértékben rontja (57). A 3 dimenziós ultrahang technika bevezetésével lehetőség nyílt a morfológiai eltérések felismerése mellett egy könnyen kivitelezhető, jól reprodukálható, nagy pontosságú módszer bevezetésére a mennyiségi jegyek meghatározásában is (57,58). A módszerrel jól meghatározhatók az egyes szervek, szervrészek térfogata. A vizsgálat könnyen

megismételhető ezáltal az eredmények összehasonlíthatóvá válnak, és lehetőség nyílik egy folyamat progressziójának vagy regressziójának pontosabb megítélésére (55,57,58).

Talán a medicina egyik ágában sem volt akkora jelentős technikai fejlődés megfigyelhető, mint az ultrahang diagnosztikában az utóbbi negyven évben. A nagy felbontóképességű vizsgálófejek egyre részletgazdagabb képet tettek lehetővé, míg a color –Doppler technika bevezetése újabb mérföldkövet jelentett a szonográfias vizsgálatokban (61).

Az utóbbi 10 évben újabb forradalmi áttörést tapasztalhattunk a noninvazív diagnosztikában a 3 D ultrahangtechnika bevezetésével. A 2 dimenzióról a 3 dimenzióra történő váltás számos olyan lehetőséget adott a képszerkesztés és tárolás valamint a térbeni megjelenítés vonatkozásában melynek diagnosztikus előnyeit pontosan még felmérni sem tudjuk. Napról-napra jelennek meg közlemények a 3 D technika alkalmazásának újabb lehetőségeiről. A komputer technológia fejlődésével a képtárolás, szerkesztés és megjelenítés is óriási ívű fejlődést mutatott a percekig tartó rekonstrukciótól a real time 3 D képig (10,29).

Napjainkban egyáltalán nem mindegy, hogy egy diagnosztikus kérdést milyen módszerrel, milyen kockázattal és milyen drágán lehet megválaszolni. A képalkotó eljárások között a 3 D módszer mindhárom kérdésben kedvező módon veszi fel a versenyt más módszerekkel, és sugárterhelés nélkül olyan diagnosztikus kérdések megválaszolásnak elősegítésére, ahol ez – mint például a terhességekben – elengedhetetlen fontosságú (62).

Egy új módszer bevezetésekor mindig két táborra szakad a szakemberek köre, a módszert éltetők és az ellenzők táborára. Egy vizsgálóeljárás valós helyét és

szerepét a diagnosztikumban csakis a két tábor véleményének szintézise és természetesen a széleskörű gyakorlati tapasztalatok alapján lehet meghatározni (61). Ki kell hangsúlyozni, hogy ez a módszer magától értetődően nem az egyedüli üdvöztető eljárás a képalkotó eljárások között, vannak diagnosztikus korlátai, és nem használható minden esetben. Továbbá azt is nagyon lényeges hangsúlyozni, hogy a 3 D technika nem felváltja, hanem kiegészíti a konvencionális 2 dimenziós technikát, így mindazoknak, akik ezt kívánják használni, előbb a 2 D vizsgálatok menetét kell elsajátítani, és csak erre lehet építeni a 3 D vizsgáló módszert, mint ahogy természetesen egy 3 D vizsgálat is minden esetben 2 D móddal kezdődik.

Dolgozatomban az eljárás általános fizikai alapjain, illetve a vizsgálókészülék működési elvén túl kívántam bemutatni vizsgálati területemen, a szülészeti nőgyógyászatban - mely szakma az ultrahang-diagnosztika számos fejezetének kifejlesztésében élenjár - a 3 D technika adta diagnosztikus lehetőségeket. Néhány eset felvillantásával a saját klinikai gyakorlatból, alátámasztani, hogy mit jelent a szonográfusnak egy-egy nehezebb diagnózis megerősítése, mely döntő fontossággal bírhat például a magzat további sorsát illetően. Végül a 3 D volumetria adta klinikai lehetőségeket és a volumenmérés egy jól reprodukálható klinikai kontrollját végeztem el, mellyel a biológiai módszerekben végzett nem szabályos geometriai formák térfogat vizsgálata is jól ellenőrizhető.

Mindezek alapján a módszer személyes tapasztalatom szerint is meghatározó jelentőségű az ultrahang diagnosztikában, komoly segítséget jelentve a nehezen megválaszolható kérdésekben. az eljárás és a technika rendkívüli fejlődése napról-napra újabb lehetőségeket nyit a módszer alkalmazhatóságára.

8 Köszönetnyilvánítás

Köszönetemet fejezem ki Dr. Kovács László Professzornak, aki lehetővé tette, hogy a Klinikán elkezdjek foglalkozni a 3D technikával.

Köszönettel tartozom Alfred Kratochwill Professzornak, aki megismertetett ennek az új vizsgálómódszernek technikai alapjaival és klinikai lehetőségeivel.

Hálás köszönettel tartozom Dr. Pál Attila Professzornak, aki pályám kezdetén megismertetett az ultrahangtechnika alapjaival, lehetőségeivel, támogatta érdeklődésemet az új vizsgálómódszer iránt, és mind kollegiális mind baráti tanácsaival és tapasztalatával segítette ezen dolgozat elkészítését, a türelmet és kitartást, mellyel példát mutatott, és mely számomra nagy segítséget és támogatást jelentett.

Köszönöm továbbá munkatársaimnak családomnak és barátaimnak, akik ötleteivel, tanácsaikkal és türelmükkel segítették a munka elkészülését.

9 Irodalom

1. Baba K, Satoh K.
Development of the system for ultrasonic fetal three-dimensional reconstruction. *Acta Obstet Gynaecol Jpn* 38:1385., 1986.
2. Baba K, Satoh K, Sakamoto S, Okai T, Ishü S
Non-invasive three-dimensional imaging system for fetus in utero.
In: Maeda K, ed. *The fetus as a patient '87*. Amsterdam: Excerpta Medica,:111-6. 1987
3. Merz E, Macchiella D, Bahlmann F, Weber G.
Fetale Fehlbildungsdiagnostik mit Hilfe der 3-D-Sonographie.
Ultraschall Klin Prax;6: 147. 1991
4. Kuo HC, Chang FM, Wu CH, Yao BL, Liu CH.
The primary application of three-dimensional ultrasonography in obstetrics.
Am J Obstet Gynecol;166:880-6. 1992
5. Sohn C, Stolz W, Nuber B, Hesse A, Homung B.
Three-dimensional ultrasound diagnostics in gynaecology and obstetrics.
Geburtsh Frauenheilk;51:335-40. 1991
6. Chiba Y, Yamazaki S, Takamizawa K, et al.
Real-time three-dimensional effect using acoustic wide-angle lens for the view of fetuses.
Jpn J Med Ultrason;20(Suppl 1):611-12. 1993
7. Kossoff G, Griffiths KA, Warren PS.
Real-time quasi-three-dimensional viewing in sonography, with conventional, gray-scale volume imaging.
Ultrasound Obstet Gynecol;4:211-6. 1994
8. Kirbach D, Whittingham TA.
3-D ultrasound-the Kretztechnik Voluson approach.
Eur J Ultrasound;1:85-9. 1994
9. Lee A, Deutinger J, Bernaschek G.
"Volumvision": three-dimensional ultrasonography of fetal malformations.
Am J Obstet Gynecol 170:1312-4. 1991
10. Steiner H, Staudach A, Spitzer D, Schaffer H.
Three-dimensional ultrasound in obstetrics and gynaecology: technique, possibilities and limitations.
Hum Reprod;9:1773-8. 1994
11. Baba K, Okai T, Kozuma S.
Real-time processable three-dimensional fetal ultrasound.
Lancet;348:1307. 1996
12. Baba K, Okai T.
Clinical applications of three-dimensional ultrasound in obstetrics.

- In: Baba K, Jurkovich D, eds. *Three-dimensional ultrasound in obstetrics and gynecology*. Carnforth, UK: Parthenon Publishing, 1997:29-36.
13. Kossoff G, Griffiths A, Kadi AP, Warren PS.
Principles of three-dimensional volume imaging in sonography.
In: Baba K, Jurkovic D, eds *Three-dimensional ultrasound in obstetrics and gynecology*. Carnforth UK: Parthenon Publishing, 1997:21-7.
 14. Baba K, Okai T.
Basis and principles of three-dimensional ultrasonic
In: Baba K, Jurkovic D, eds. *Three-dimensional ultrasound in obstetrics and gynecology*. Carnforth UK: Parthenon Publishing, 1997:1-1997
 15. Baba K, Okai T, Ishu S, Kobayashi M, Kishino O.
Ultrasonic three dimensional imaging: applications to fetuses, placental blood flow and breast tumors.
Innervation;7:73-9. 1992
 16. Baba K, Okai T, Kozuma S, Taketani Y, Mochizuki T, Akahane M
Real time processable three-dimensional ultrasound in obstetrics.
Radiology;203:571-4. 1997
 17. Smith SW, Trahey GE, vonRamm OT.
Two-dimensional array ultrasound transducers.
J Ultrasound Med;11(Suppl):43. 1992
 18. Ardler RC.
Ultrasonic localisation of missing intrauterine contraceptive devices.
Obstet Gynecol;51:330-3. 1978
 19. Balen FG, Allen CM, Gardener JE, et al.
3-Dimensional reconstruction of ultrasound images of the uterine cavity.
BrJ Radiol;66:588-91. 1993
 20. Callen PW, Filly RA, Munger TP.
Intrauterine contraceptive devices: evaluation by sonography.
AJR;135:797-800. 1980
 21. Carabias J, Font-Sastre V, Bonilla-Musoles F, et al.
Atlas de histeroscopia.
Barcelona: Tims Publishing, 1986
 22. Lee A, Eppel W, Sam C, Kratochwil A et al.
Intrauterine device localization by three-dimensional transvaginal sonography,
Ultrasound Obstet Gynecol;10:289-92. 1997
 23. Bonilla-Musoles F, Pardo G, Simon C.
How accurate is ultrasonography in monitoring IUD placement?
J Clin Ultrasound;18:395-9. 1990

24. Kirbach D, Wittingham TA.
3-D ultrasound: the Kretztechnik Voluson approach.
Eur J Ultrasound;1:85-9. 1994
25. Bonilla-Musoles F, Pellicer A, Raga F, et al.
Review: three dimensional ultrasound in reproduction, obstetrics and gynecology.
J Assoc Reprod Rev;5:170-88. 1995
26. Bonilla-Musoles F, Raga F, Osborne N, et al.
Control of inserted devices (IUDs) by using three dimensional ultrasound. Is it the future?
J Clin Ultrasound;59:129-35. 1995
27. Feichtinger W.
Transvaginal three dimensional imaging.
Ultrasound Obstet Gynecol;3:375-8. 1993
28. Steiner H, Staudach A, Spitzer D, et al.
Bietet die 3-D-Sonographie neue Perspektiven in der Gynäkologie und Geburtshilfe?
Geburtsh Frauenheilk;53:779-82. 1993
29. Steiner H, Staudach A, Spitzer D, et al.
Three dimensional ultrasound in obstetrics and gynecology, possibilities and limitations.
Hum Reprod ;9:1773-8. 1994.
30. Merz E, Weber G, Bahlmann F, Miric-Tesanic D.
Application of transvaginal and abdominal 3D-ultrasound for the detection or exclusion of malformations of the fetal face.
Ultrasound Obstet Gynecol;9: 1-7,1997.
31. Riccabona M, Nelson TR, Pretorius DH.
Three-dimensional ultrasound: accuracy of distance and volume measurements.
Ultrasound Obstet Gynecol;7:429-34. 1996
32. Brinkley JF, McCallum WD, Muramatsu SK, Yee Liu D.
Fetal weight estimation from ultrasonic three-dimensional head and trunk reconstructions: evaluation in vitro.
Am J Obstet Gynecol;144:715-21. 1982
33. Riccabona M, Nelson TR, Pretorius DH.
Three-dimensional ultrasound: accuracy of volume calculations.
Ultraschall Klin Praz; 10:35-9. 1995
34. Vogel M, White PA, Redington AN.
In vitro validation of right ventricular volume measurement by three-dimensional echocardiography.
Br Heart J;74:460-3. 1995
35. Gilja OH, Thune N, Matre K, Hausken T, Odegaard S, Berstad A.
In vitro evaluation of three-dimensional ultrasonography in volume estimation of abdominal organs.
Ultrasound Med Biol;20: 157-65. 1994

36. Gilja OH, Smievol AI, Thune N, et al.
In vivo comparison of 3D ultrasonography and magnetic resonance imaging in volume estimation of human kidneys.
Ultrasound Med Biol;21:25-32. 1995
37. Baba K, Okai T.
Clinical applications of three-dimensional ultrasound in obstetrics.
In: Baba K, Jurkovic D, eds.
Three-dimensional ultrasound in obstetrics and gynecology. New York: Parthenon,: 29-36. 1997
38. Kelly IG, Gardener JE, Brett AD, Richards R, Lees WR.
Three-dimensional ultrasound of the fetus.
Radiology;192:253-9. 1994
39. Kirbach D, Whittingham TA.
3-D ultrasound-the Kretztechnik Voluson R approach.
Eur J Ultrasound;1:85-9. 1994
40. Lee A, Deutinger J, Bernaschek G.
Volumision: three-dimensional ultrasonography of fetal malformations.
Am J Obstet Gynecol;170: 1312-4. 1994
41. Lee A, Deutinger J, Bernaschek G.
Three dimensional ultrasound: abnormalities of the fetal face in surface and volume rendering mode.
Br J Obstet Gynaecol;102:302-6. 1995
42. Metz E, Bahlmann F, Weber G.
Volume (3-D)-scanning in the evaluation of fetal malformations-a new dimension in prenatal diagnosis.
Ultrasound Obstet Gynecol;5:222-7. 1995
43. Merz E.
Einsatz der 3-D-Ultraschalltechnik in der pränatalen Diagnostik.
Ultraschall Med;16:154-61. 1995
44. Merz E, Bahlmann F, Weber G, Macchiella D.
Three-dimensional ultrasonography in prenatal diagnosis.
J Perinatal Med;23:213-22. 1995
45. Pretorius DH, Nelson TR.
Prenatal visualisation of cranial sutures and fontanelles with 3-dimensional ultrasonography.
J Ultrasound Med ;13:871-6. 1994
46. Pretorius DH, House M, Nelson TR.
Fetal face visualization using three-dimensional ultrasonography.
J Ultrasound Med;14: 349-56. 1995
47. Pretorius DH, House M, Nelson TR, Hollenbach KA.
Evaluation of normal and abnormal lips in fetuses: comparison between three- and two-

- dimensional sonography.
AJR;165:1233-7. 1995
48. Sohn Ch, Bastert G.
Die 3-D-Sonographie in der pränatalen Diagnostik.
Z Geburtsh Perinat;197:11-9. 1993
 49. Steiner H, Staudach A, Spitzer D, Graf AH, Wienerroither H.
Bietet die 3-D-Sonographie neue Perspektiven in der Gynakologie und Geburtshilfe?
Geburts Frauenheilk;53:779-82. 1993
 50. Steiner H, Staudach A, Spitzer D, Schaffer H.
Three-dimensional ultrasound in obstetrics and gynaecology: technique, possibilities and limitations.
Hum Reprod;9:1773-8. 1994
 51. Steiner H, Spitzer D, Weiss-Wichert PH, Graf AH, Staudach A.
Three-dimensional ultrasound in prenatal diagnosis of skeletal dysplasia.
Prenat Diagn;15:373-7. 1995
 52. Steiner H.
Potential der dreidimensionalen (3-D)-Sonographie in der Fehlbildungsdiagnostik.
Gynäkologie;28:315-20. 1995
 53. Merz E.
Three-dimensional ultrasound in the evaluation of fetal anatomy and fetal malformations.
In: Chervenak FA, Kurjak A, eds. *Current perspectives on the fetus as a patient*. New York: Parthenon,; 75-87. 1996
 54. Merz E, Weber G, Bahlmann F, Miric-Tesanic D.
Application of transvaginal and abdominal three-dimensional ultrasound for the detection or exclusion of malformations of the fetal face.
Ultrasound Obstet Gynecol;9:237-43. 1997
 55. Brunner-M; Obruca-A; Bauer-P; Feichtinger-W
Clinical application of volume estimation based on three-dimensional ultrasonography.
Ultrasound-Obstet-Gynecol. 6(5): 358-61 1995
 56. Steiner-H; Staudach-A; Spitzer-D; Graf-AH; Wienerroither-H
Does 3D sonography present new perspectives for gynecology and obstetrics?
Geburtshilfe-Frauenheilkd.; 53(11): 779-82. 1993
 57. Wong-J; Gerscovich-EO; Cronan-MS; Seibert-JA
Accuracy and precision of in vitro volumetric measurements by three-dimensional sonography.
Invest-Radiol. 31(1): 26-9. 1996
 58. Kyei-Mensah-A; Maconochie-N; Zaidi-J; Pittrof-R; Campbell-S; Tan-SL
Transvaginal three-dimensional ultrasound: reproducibility of ovarian and endometrial volume measurements.

Fertil-Steril.; 66(5): 718-22. 1996

59. Bonilla-Musoles-F; Raga-F; Osborne-NG
Three-dimensional ultrasound evaluation of ovarian masses.
Gynecol-Oncol. 59(1): 129-35. 1995
60. Jurkovic-D; Geipel-A; Gruboeck-K; Jauniaux-E; Natucci-M; Campbell-S
Three-dimensional ultrasound for the assessment of uterine anatomy and detection of congenital anomalies: a comparison with hysterosalpingography and two-dimensional sonography [see comments]
Ultrasound-Obstet-Gynecol.; 5(4): 233-7. 1995
61. Pretorius-DH; Nelson-TR
Three-dimensional ultrasound [comment]
Ultrasound-Obstet-Gynecol.; 5(4): 219-21. 1995
62. Gilja-OH; Smievoll-AI; Thune-N; Matre-K; Hausken-T; Odegaard-S; Berstad-A
In vivo comparison of 3D ultrasonography and magnetic resonance imaging in volume estimation of human kidneys.
Ultrasound-Med-Biol.; 21(1): 25-32. 1995
63. Hodges-TC; Detmer-PR; Burns-DH; Beach-KW; Strandness-DE Jr
Ultrasonic three-dimensional reconstruction: in vitro and in vivo volume and area measurement.
Ultrasound-Med-Biol.; 20(8): 719-29 1994.
64. Szilárd J.
An improved three-dimensional display system
Ultrasonics. 76:273-276. 1974
65. Baba K, Jurkovic D.
Three-dimensional Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
The Parthenon Publishing Group 1997.
66. Sander P, Moller LM, Rudnicki PM, Lose G.
Does the tension-free vaginal tape procedure affect the voiding phase?
Pressure-flow studies before and 1 year after surgery.
BJU Int 2002 May;89(7):694-8
67. Klutke C, Siegel S, Carlin B, Paszkiewicz E, Kirkemo A, Klutke J.
Urinary retention after tension-free vaginal tape procedure: incidence and treatment.
Urology 2001 Nov;58(5):697-701
68. Shoham Z, DiCarlo C, Patel A. Is it possible to run a successful ovulation induction program based solely on ultrasound monitoring? The importance of endometrial measurements. Fertil Steril 1991;56:836.

69. Waterton JC, Larcombe-McDouall JB, Miller D. Quantitative MRI of the prostate and uterus in monkeys. *Mag Reson Med* 1992; 28:84-96.
70. Gruboeck K, Jurkovic D, Lawton F, Savvas M, Tailor A, Campbell S. The diagnostic value of endometrial thickness and volume measurements by three-dimensional ultrasound in patients with postmenopausal bleeding. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1996;8:272-6.
71. Bakos O, Lundkvist Ö, Wide L, Bergh T. Ultrasonographical and hormonal description of the normal ovulatory menstrual cycle. *Acta Obstet Gynecol Scand* 1994; 73:790-6.
72. Randall JM, Fisk NM, McTavish A, Templeton AA. Transvaginal ultrasonic assessment of endometrial growth in spontaneous and hyperstimulated menstrual cycles. *Br J Obstet Gynecol* 1989; 96:954-9.
73. Balen FG, Allen CM, Gardener JE, Siddle NC, Lees WR. Three-dimensional reconstruction of ultrasound images of the uterine cavity. *Br J Radiol* 1993;66:588-91.
74. Kyei-Mensah A, Zaidi J, Pittrof R, Shaker A, Campbell S, Tan SL. Transvaginal three dimensional ultrasound: accuracy of follicular volume measurements. *Fertil Steril* 1996;65:371-6.
75. Yaman C, Ebner T, Sommergruber M, Hartl J, Pölz W, Tews G. Tree-dimensional volume estimation as a predictor of pituitary down-regulation in an IVF-embryo transfer programme. *Human Reprod* 2000;15:1698-1702.
76. Schild RI, Indefrei D, Eschweiler S, van der Ven H, Fimmers R, Hansmann M. Three-dimensional endometrial volume calculation and pregnancy rate in an in vitro fertilization programme. *Human Reprod* 1999;14:1255-58.
77. Schild R, Knobloch C, Dorn C, Fimmers R, van der Ven H, Hansmann M. Endometrial receptivity in an in vitro fertilization program as assessed by spiral artery blood flow, endometrial thickness, endometrial volume and uterine artery blood flow. *Fertil Steril* 2001;75:361-6.
78. Szöllősi J, Szilágyi I, Daru J, Sas M. Intrauterine insemination with washed sperm. *Arch of Andr* 1989;23:71-76.

10 Az értekezés tárgykörében megjelent dolgozatok

1.Pál A., Vajda Gy.:

Kettős ikerterhességek gondozása, különös tekintettel a perinatalis időszakra.

Magyar Nőorvosok Lapja 53, 267-269, 1990.

2. Veres L., Bitó T., Vajda Gy., Viski S., Pál A.:

Az ultrahanggal becsült magzati és a szülés után mért súly összehasonlító vizsgálata.

Magyar Nőorvosok Lapja, 56, 319-321, 1993.

3. Bitó T., Vajda Gy., Hajdú, Pál A.:

Cerebral and umbilical arterial blood flow velocity waveform measurements in growth retarded fetuses, Journal of Perinatal Medicine Vol.20. (1992) Suppl.1. 267.old.

4. Vajda Gy., Pál A.:

Examination of the blood flow velocity waveforms of the renal artery in normal and complicated pregnancies, Journal of Perinatal Medicine Vol.20. (1992) Suppl.1. 336.old.

5. Pál A., Borthaiser Z., Vajda Gy.:

Examination of blood flow velocity waveforms in the cases when oligohydramnion were observed, Journal of Perinatal Medicine Vol.20. (1992) Suppl.1. 337.old.

6. Vajda Gy., Bitó T., Pál A.:

Biophysical monitoring of the fetal status in EPH gestosis, Journal of Perinatal Medicine Vol.20. (1992) Suppl.1. 357.old.

7. Veres L., Vajda Gy., Pál A.:

Control of the ultrasonographically estimated fetal weight based on the biometrical parameters, Journal of Perinatal Medicine Vol.20. (1992) Suppl.1. 358.old.

8. Vajda Gy., Pál A.:

A magzati arteria renalis keringésének vizsgálata terhesség harmadik trimeszterében.
Orv.Hetil., 135, 1751-1753, 1994.

9. Vajda Gy., Pál A.:

A magzatviz index prognosztikai értéke.
Magyar Nőorvosok Lapja, 57, 19-20, 1994.

10. Pál A., Vajda Gy.:

Non-immun hydrops foetalis sikeres kezelése intrauterin transfúzióval.
Orvosi Hetilap, 135, 1147-1148, 1994.

11. **Pál A., Vajda Gy., Bitó T.:**
Examination of the blood flow velocity waveforms
in the different fetal vessels in the third
trimester of pregnancy.
Ultrasound in Obstetrics and Gynecology,
2 (S1), 144, 1992.
12. **Vajda Gy., Pál A.:**
Normal and pathological flow velocity waveforms
of the fetal renal artery during the third
trimester of pregnancy.
Ultrasound in Obstetrics and Gynecology.
2 (S1), 174, 1992.
13. **Bitó T., Veres L., Viski S., Vajda Gy., Pál A.:**
Possible mistakes in the ultrasound diagnosis of
extrauterine gravidity Ultrasound in Obstetrics and
Gynecology, Vol.3 (S 2), 1993 (23.old.)
14. **Borthaiser Z., Veres L., Viski S., Vajda Gy., Pál A.:**
Predictive value of endometrial thickness measured
by vaginal ultrasound examination concerning
endometrial cancer Ultrasound in Obstetrics and
Gynecology, Vol.3 (S 2), 1993 (26.old.)
15. **Pál A., Bábinszki Á., Veres L., Viski S., Bitó T., Vajda Gy.:**
Prognostic value of fetal trunk and breathing
movements Ultrasound in Obstetrics and Gynecology,
Vol.3 (S 2), 1993 (145.old)
16. **Vajda Gy., Veres L., Orvos H., Viski S., Bitó T.,
Hajdu J., Pál A.:**
Fetal and neonatal medial cerebral artery blood flow
examination
Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, Vol.3 (S 2),
1993 (177.old.)
17. **Veres L., Viski S., Bitó T., Vajda Gy., Pál A.:**
Judgement of the intrauterine condition of the
fetus by various diagnostic methods Ultrasound in
Obstetrics and Gynecology, Vol.3 (S 2), 1993 (182.old)
18. **Viski S., Bitó T., Veres L., Vajda Gy., Pál A.:**
Blood flow measurements of the uterine artery in the
third trimester of pregnancy
Ultrasound in Obstetrics and Gynecology,
2 (S1), 183, 1992.
19. **Pál A., Veres L., Viski S., Bábinszki Á., Vajda Gy.:**
Does umbilical artery blood flow measurement give
enough information about the fetal status?
Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
4.(S1), 279.old. 1994.
20. **Vajda Gy., Viski S., Veres L., Pál A.:**
Is the end-diastolic stop in the fetal umbilical
artery a real pathological sign?
Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
4.(S1), 283.old. 1994.

21. Pál A., Veres L., Viski S., Bábinszki Á., Vajda Gy.:
Does umbilical artery blood flow measurement give enough information about the fetal status?
Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
4.(S1), 279.old. 1994.
22. Vajda Gy., Pál A.:
Exencephaloshoz társuló ectopia cordis intrauterin ultrahang diagnózisa
Orvosi Hetilap, 137; 187-188, 1996.
23. Bábinszki Á., Viski S., Veres L., Vajda Gy., Pál A.:
Examination of the fetal breathing and body movement at term - advantages and disadvantages
Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
8(S1), 123. 1996.
24. Vajda Gy., Viski S., Veres L., Bábinszki Á., Pál A.:
Tree-dimensional ultrasound for the more effective diagnosis of embryonic and fetal malformations
Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
8(S1), 176. 1996.
25. Keszthelyi G., Szabó J., Vajda Gy., Kajtár I., Pál A., Gellén J.:
First-trimester ultrasound diagnosis of conjoined twins
Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
8(S1), 193. 1996.
26. Vajda Gy., Bábinszki Á., Pál A.:
Turner/s syndrome - diagnosed by three dimensional ultrasound - case report
Acta Obstetrica and Gynecologica Scandinavica
76(S), 54, 1997.
27. Pál A., Vajda Gy., Bábinszki Á., Kovács L.:
A három dimenziós ultrahang diagnosztika alkalmazásának lehetőségei a szülészeti-nőgyógyászatban.
Orvosi Hetilap 138 évf. 41 sz. (1977)
28. A. Pál, Á. Bábinszki, G. Vajda, L. Kovács
Diagnosis of Asherman's syndrome with three dimensional ultrasound
Ultrasound in. Obstetrics and Gynecology
13.341-43, 2000.
29. Vajda Gy., Pál A.
A három dimenziós térfogatmérés klinikai jelentősége
Magyar Nőorvosok Lapja – közlésre elfogadva
30. Vajda Gy. Pál A.
A húgyhólyag reziduális volumenének meghatározása 3 dimenziós ultrahang technikával TVT műtétek kapcsán
Magyar Alapellátási Archivum – közlésre elfogadva
31. Vajda Gy., Daru J., Szöllősi J., Pál A.
Jelent-e diagnosztikus segítséget a 3 dimenziós endometrium volumen mérése az inszeminációs kezelésben?

32. G. Vajda, J. Daru, J. Szöllősi, A Pál
The diagnostic gain of three-dimensional
ultrasonographic measurement of endometrium volume in
cases of artificial inseminations.
Arch. Of Andrology – közlésre elfogadva

33. Pál A. Vajda Gy.
Háromdimenziós ultrahangvizsgálat - könyvrészlet
Szülészeti-Nőgyógyászati Ultrahang-diagnosztika
Szekesztette Tóth Z. és Papp Z.
White Golden Book Budapest, 2001.

Előadások jegyzéke:

1. Vajda Gy., Pál A.:
Investigation of the connection between perinatal
mortality and toxemia of pregnancy.
22nd International Congress on Pathophysiology of
Pregnancy,
Budapest, 1990.júni.21.-23.

2. Vajda Gy., Pál A.:
The prognostic value of amniotic fluid index.
XIIth European Congress of Perinatal Medicine,
Lyon (Franciaország), 1990.szept.11.-14.

3. Pál A., Vajda Gy.:
The prognostic value of the blood flow measurement.
The Fetus as a Patient,
(VII. International Congress),
Bonn (Németország),
1991. Augusztus 24.-28.

4. Bitó T., Vajda Gy., Pál A.
Discordáns ikerterhességek intrauterin
monitorizálásának jelentősége.
MNT Délmagyarországi Szekciója,
Tudományos ülés,
Órósháza, 1992.júni. 6.

5. Viski S., Bitó T., Vajda Gy., Pál A.:
Az arteria uterina véráramlásának prognosztikai
értéke.
MNT Délmagyarországi Szekciója,
Tudományos ülés,
Órósháza, 1992.júni. 6.

6. Vajda Gy., Pál A.:
Prognosztikus lehetőségek terminus túllépés esetén.
MNT Délmagyarországi Szekciója,
Tudományos ülés,
Órósháza, 1992.júni. 6.

7. Bitó T., Vajda Gy., Viski S., Veres L., Pál A.:
Blood flow velocity waveforms in different fetal
vessels in the third trimester of pregnancy.

VI.Congress of Perinatal Medicine,
(XIV Alpe Adria Meeting)
Szeged, 1992. okt.1.-3.

8.Vajda Gy., Veres L., Viski S., Veres L., Pál A.:
Diagnostical possibilities in postdatism.
VI.Congress of Perinatal Medicine,
(XIV Alpe Adria Meeting)
Szeged, 1992. okt.1.-3.

9.Viski S., Veres L., Bitó T., Vajda Gy., Pál A.:
Blood flow measurements of the uterine artery
in the third trimester of pregnancy.
VI.Congress of Perinatal Medicine,
(XIV Alpe Adria Meeting)
Szeged, 1992. okt.1.-3.

10.Pál A., Borthaiser Z., Vajda Gy.:
Examination of the fetal blood flow velocity
waveforms in the cases, when oligohydramnions were
observed.
XIIIth European Congress of Perinatal Medicine
Amsterdam (Hollandia), 1992. mEj.12.-15.

11.Vajda Gy., Pál A.:
Examination of the blood flow velocity waveforms of
the renal artery in normal and complicated pregnancies.
XIIIth European Congress of Perinatal Medicine
Amsterdam (Hollandia), 1992. mEj.12.-15.

12.Veres L., Vajda Gy., Pál A.:
Control of the ultrasonographically estimated fetal
weight based on the biometrical parameters
XIIIth European Congress of Perinatal Medicine
Amsterdam (Hollandia), 1992. mEj.12.-15.

13.BitóT.,Vajda Gy., Hajdú J Pál A.:
Cerebral and umbilical arterial blood flow velocity
waveforms in growth retarded fetuses.
XIIIth European Congress of Perinatal Medicine
Amsterdam (Hollandia), 1992. mEj.12.-15.

14.Vajda Gy., BitóT., Pál A.:
Biophysical monitoring of the fetal status in EPH
gestosis.
XIIIth European Congress of Perinatal Medicine
Amsterdam (Hollandia), 1992. mEj.12.-15.

15.Hajdú J., Pál A., Vajda Gy., Kovács L.:
Is it unfortunate to be born as an IUGR premature?
XIIIth European Congress of Perinatal Medicine
Amsterdam (Hollandia), 1992. mEj.12.-15.

16.Pál A., Vajda Gy.,Bitó T., Herczeg J.:
Diagnostical possibilities in the management of fetal
status in postdatism.
XIIIth European Congress of Perinatal Medicine
Amsterdam (Hollandia), 1992. máj.12.-15.

17.Vajda Gy., Pál A., Nyári T.:

A magzati arteria renalis hullámformáinak elemzése a terhesség harmadik trimeszterében.

A Magyar Gyermekegyógyász Társaság és a Magyar Nőorvos Társaság Perinatalis Szekciójának Tudományos ülése

Székesfehérvár, 1992. máj.27.-29.

18.Vajda Gy., Bitó T. Pál A.:

A magzati intrauterin állapotának monitorizálása EPH gestosis esetén.

A Magyar Gyermekegyógyász Társaság és a Magyar Nőorvos Társaság Perinatalis Szekciójának Tudományos ülése

Székesfehérvár, 1992. máj.27.-29.

19.Pál A., Vajda Gy.:

Diagnosztikus lehetőségek terminus túllépés esetében.

A Magyar Gyermekegyógyász Társaság és a Magyar Nőorvos Társaság Perinatalis Szekciójának Tudományos ülése

Székesfehérvár, 1992. máj.27.-29.

20.Bitó T., Vajda Gy., Pál A.:

A vérkeringés változásának vizsgálata intrauterin retardált magzatoknál.

A Magyar Gyermekegyógyász Társaság és a Magyar Nőorvos Társaság Perinatalis Szekciójának Tudományos ülése

Székesfehérvár, 1992. máj.27.-29.

21.Pál A., Vajda Gy., Bitó T.:

Examination of the blood flow velocity waveforms in the different vessels in the third trimester of pregnancy.

Second World Congress of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology,

Bonn (Németország), 1992. júni.28.-júli.3.

22.Vajda Gy., Pál A.:

Normal and pathological flow velocity waveforms of the renal artery during the third trimester of pregnancy.

Second World Congress of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology,

Bonn (Németország), 1992. júni.28.-júli.3.

23.Bitó T., Vajda Gy., Viski S., Veres L., Pál A.:

Extrauterin graviditas diagnosztikája vaginális ultrahang vizsgálattal

Fiatal szülész-nőgyógyászok tudományos ülése
Debrecen, 1993.május 21-22.

24.Vajda Gy., Orvos H., Bitó T., Veres L., Viski S., Hajdú J., Pál A.:

Az antenatalis magzati állapot megítélésének fontossága IUGR esetén

A Magyar Gyermekegyógyászok Társasága, a Magyar Nőorvos Társaság Perinatológiai Szekciójának Tudományos ülése, Miskolc, 1993. május 27-28.

25.Bábinszki Á., Veres L., Viski S., Bitó T., **Vajda Gy.**,
Pál A.:

A magzati törzs-, és légzőmozgások prognosztikai
értéke

Magyar Szülészeti-Nőgyógyászati Ultrahang Társaság
II.Nemzeti Kongresszusa
Székesfehérvár-Seregélyes,
1993.szeptember 16-18.

26.Bitó T., Veres L., Viski S., **Vajda Gy.**, Pál A.:

Az ultrahang vizsgálat tévedési lehetőségei az
extrauterin graviditas diagnosztikájában

Magyar Szülészeti-Nőgyógyászati Ultrahang Társaság
II.Nemzeti Kongresszusa
Székesfehérvár-Seregélyes,
1993.szeptember 16-18.

27.Pál A., **Vajda Gy.**:

NIHF magzat sikeres kezelése intrauterin
magzati transfúzióval

Magyar Szülészeti-Nőgyógyászati Ultrahang Társaság
II.Nemzeti Kongresszusa
Székesfehérvár-Seregélyes,
1993.szeptember 16-18.

28.**Vajda Gy.**, Pál A.:

Prune Belly szindrómás magzat invazív kezelése

Magyar Szülészeti-Nőgyógyászati Ultrahang Társaság
II.Nemzeti Kongresszusa
Székesfehérvár-Seregélyes,
1993.szeptember 16-18.

29.Veress L., Orvos H., **Vajda Gy.**, Bitó T., Viski S.,
Hajdú J., Pál A.:

A magzati és újszülöttkori arteria cerebri media
áramlás vizsgálatával szerzett tapasztalataink

Magyar Szülészeti-Nőgyógyászati Ultrahang Társaság
II.Nemzeti Kongresszusa
Székesfehérvár-Seregélyes,
1993.szeptember 16-18.

30.Viski S., Bitó T., Veres L., **Vajda Gy.**, Pál A.:

Az arteria uterina véráramlás vizsgálatának
prediktív értéke a terhesség harmadik trimeszterében

Magyar Szülészeti-Nőgyógyászati Ultrahang Társaság
II.Nemzeti Kongresszusa
Székesfehérvár-Seregélyes,
1993.szeptember 16-18.

31.Bitó T., Veres L., Viski S., **Vajda Gy.**, Pál A.:

Possible mistakes in the ultrasound diagnosis of
extrauterine gravidity

3rd World Congress on Ultrasound in Obstetrics and
Gynecology

Las Vegas, USA, 1993.október 25-28.

32.Borthaiser Z., Veres L., Viski S., **Vajda Gy.**, Pál A.:

Predictive value of endometrial thickness measured by
vaginal ultrasound examination concerning
endometrial cancer

3rd Word Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
Las Vegas, USA, 1993.október 25-28.

33.Pál A., Bábinszki Á., Veres L., Viski S., Bitó T.,
Vajda Gy.:
Prognostic value of fetal trunk and breathing
movements
3rd Word Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
Las Vegas, USA, 1993.október 25-28.

34.**Vajda Gy.**, Veres L., Orvos H., Viski S., Bitó T.,
Hajdú J., Pál A.:
Fetal and neonatal medial cerebral artery blood flow
examination
3rd Word Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
Las Vegas, USA, 1993.október 25-28.

35.Viski S., Bitó T., Veres L.,**Vajda Gy.**, Pál A.:
Blood flow measurements of the uterine artery in the
third trimester of pregnancy
3rd Word Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
Las Vegas, USA, 1993.október 25-28.

36.Veress L., Viski S., Bitó T., **Vajda Gy.**, Pál A.:
Judgement of the intrauterine condition of the fetus
by various diagnostic methods
3rd Word Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
Las Vegas, USA, 1993.október 25-28.

37.**Vajda Gy.**, Orvos H., Hajdú J., Pál A.:
Az intrauterin retardált magzatok veszélyállapotának
felismerése
A Magyar Nőorvos Társaság 25.Nagygyűlése
Debrecen, 1994. március 23-25.

38.**Vajda Gy.**, Pál A.:
Intrauterin retardált magzatok vizsgálata
Fiatal Nőgyógyászok Országos Konferenciája
Szeged, 1994. április 15-16.

39.Pál A., **Vajda Gy.**, Gellén J.:
Predictive value of fetal blood flow velocimetry
in the daily practice
VIII.Congress of Perinatale Medicine
(XVI.Alpe Adria Meeting)
Graz, 1994. június 17-18.

40.Pál A., Veres L., Viski S., Bábinszki Á., **Vajda Gy.:**
Does the umbilical artery blood flow measurement
give enough information about the fetal status?
The Fourth World Congress of Ultrasound in
Obstetrics and Gynecology
Budapest, 1994. Okt. 19-22.

41. Vajda Gy., Viski S., Veres L., Pál A.:
Is the end-diastolic stop in the fetal umbilical
artery a real pathological sign?
The Fourth World Congress of Ultrasound in
Obstetrics and Gynecology
Budapest, 1994. Okt. 19-22.

42. Vajda Gy., Pál A.:
Non-immun hydrops foetalis sikeres kezelése
intrauterin vvt transfúzióval
Magyar Nőorvos Társaság Dél-Magyarországi
Szekciója, Tudományos Továbbképzés
Kecskemét, 1994. október 7.

43. Mészáros Gy., Vajda Gy., Pál A.:
First trimester bradycardia - an early
sign of poor fetal outcome
10th Congress of European Association of
Gynaecologists and Obstetricians
Monaco, 1995. márc.29. - ápr.1.

44.Pál A., Bihal G., Viski S., Veres L., Borthaiser Z.,
Vajda Gy.:
Adnexal masses (ultrasound screening and clinical
outcome)
10th Congress of European Association of
Gynaecologists and Obstetricians
Monaco, 1995. márc.29. - Ápr.1.

45.**Vajda Gy.**, Hajdú J., Pál A., Kovács L.:
Az igen kis súlyú magzatok antepartum diagnosztikájá-
nak nehézségei
A Magyar Nőorvos Társaság és a Magyar
Gyermekeorvosok Társasága, Perinatalis Szekciójának
Országos Kongresszusa, Pécs, 1995, május 18-20.

46.Pál A., Mészáros Gy., **Vajda Gy.:**
Is fetal bradycardia a pathological sign in the
first trimester of pregnancy?
"First Baltic Sea Conference on Fetal
Haemodynamics",
Lübeck, Németország, 1995. júni. 8-10.